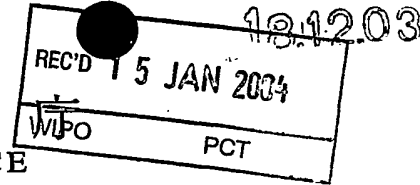


日本国特許
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日
Date of Application: 2002年12月25日

出願番号
Application Number: 特願2002-374794
[ST. 10/C]: [JP2002-374794]

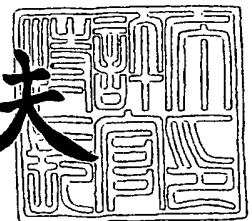
出願人
Applicant(s): カシオ計算機株式会社

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1 (a) OR (b)

2003年11月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今井康夫



BEST AVAILABLE COPY

出証番号 出証特2003-309176

【書類名】 特許願

【整理番号】 02-0993-00

【提出日】 平成14年12月25日

【あて先】 特許庁長官 殿

【国際特許分類】 C12Q 1/68
C12N 15/00

【発明者】

【住所又は居所】 東京都八王子市石川町 2 9 5 1 番地 5 カシオ計算機株式会社 八王子研究所内

【氏名】 小倉 潤

【特許出願人】

【識別番号】 000001443

【氏名又は名称】 カシオ計算機株式会社

【代理人】

【識別番号】 100090033

【弁理士】

【氏名又は名称】 荒船 博司

【選任した代理人】

【識別番号】 100093045

【弁理士】

【氏名又は名称】 荒船 良男

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 027188

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光学的DNAセンサ及びDNA読取装置

【特許請求の範囲】

【請求項1】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

固体撮像デバイスと、

前記固体撮像デバイスの表面に成膜された酸化チタン層と、

既知の塩基配列を有するとともに前記酸化チタン層上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片と、を備えることを特徴とする光学的DNAセンサ

。

【請求項2】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

固体撮像デバイスと、

前記固体撮像デバイスの表面に成膜され、キャリア密度が 1.0×10^{20} [$1/\text{cm}^3$] 以下となる錫ドープ酸化インジウム層と、

既知の塩基配列を有するとともに前記錫ドープ酸化インジウム層上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片と、を備えることを特徴とする光学的DNAセンサ。

【請求項3】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

固体撮像デバイスと、

屈折率の異なる複数種の誘電体層が蛍光体励起光の波長の $1/4$ となる光学膜厚で周期的に積層されてなるとともに、前記固体撮像デバイスの表面に積層された誘電体多層膜と、

既知の塩基配列を有するとともに前記誘電体多層膜上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片と、を備えることを特徴とする光学的DNAセンサ

【請求項 4】

前記固体撮像デバイスが、前記複数種のプローブDNA断片とそれぞれ対応するように配列された複数の光電変換素子を有することを特徴とする請求項 1 から 3 の何れか一項に記載の光学的DNAセンサ。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 の何れか一項に記載の光学的DNAセンサを着脱自在とするとともに、

装着された前記固体撮像デバイスを駆動する駆動手段と、前記複数種のプローブDNA断片に向けて面状に蛍光体励起光を照射する光照射手段と、を備えることを特徴とするDNA読取装置。

【請求項 6】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられるDNA読取装置において、

固体撮像デバイスと、既知の塩基配列を有するとともに前記固体撮像デバイスの表面上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片と、を具備した光学的DNAセンサを着脱自在とするとともに、

装着された前記光学的DNAセンサの前記複数種のプローブDNA断片と近接する面から前記複数種のプローブDNA断片に向けてエヴァネッセント光を蛍光体励起光として出射する光照射手段を備える

ことを特徴とするDNA読取装置。

【請求項 7】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられるDNA読取装置において、

遮光性を有するボトムゲート電極、光に感度を示す半導体膜、光を透過するトップゲート電極の順に透明基板の表面上に積層してなる複数の光電変換素子が前記透明基板の表面上に互いに離間して配列され、光を透過する保護層によって前記複数の光電変換素子をまとめて被覆してなる固体撮像デバイスと、既知の塩基配列を有するとともに前記保護層上に配列されて固定された複数種のプローブD

NA断片と、を具備した光学的DNAセンサを着脱自在とするとともに、

装着された前記光学的DNAセンサの前記透明基板の裏面に向けて蛍光体励起光を面状に照射する光照射手段を備える

ことを特徴とするDNA読取装置。

【請求項8】

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

遮光性を有するボトムゲート電極、光に感度を示す半導体膜、光を透過するトップゲート電極の順に透明基板の表面上に積層してなる複数の光電変換素子が前記透明基板の表面上に互いに離間して配列され、光を透過する保護層によって前記複数の光電変換素子をまとめて被覆してなる固体撮像デバイスと、

既知の塩基配列を有するとともに前記保護層上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片と、を備えることを特徴とする光学的DNAセンサ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、DNA断片間の相補的相互作用を利用して、DNAの構造を特定するために用いられる光学的DNAセンサに関するとともに、前記DNAセンサを用いたDNA読取装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

近年、医療分野、農業分野等の幅広い分野で生物の遺伝子情報が利用されるようになってきているが、遺伝子の利用に際しては、DNAの構造解明が不可欠である。DNAは螺旋状によじれあった二本のポリヌクレオチド鎖を有し、それぞれのポリヌクレオチド鎖は4種の塩基（アデニン：A、グアニン：G、シトシン：C、チミン：T）が一次的に並んだヌクレオチド配列を有し、アデニンとチミン、グアニンとシトシンという相補性に基づいて一方のポリヌクレオチド鎖の塩基が他方のポリヌクレオチド鎖の塩基に結合している。

【0003】

DNAの構造解明とは、ヌクレオチド配列を特定することであるが、DNAのヌクレオチド配列を特定するためにDNAマイクロアレイ及びその読取装置が開発されている。従来では、DNAマイクロアレイ及びその読取装置を用いて次のようにしてサンプルDNAのヌクレオチド配列を特定する。

【0004】

まず、既知のヌクレオチド配列を有した複数種類のプローブDNA断片をスライドガラス等の固体担体に整列固定させたDNAマイクロアレイを準備する。次に、サンプルDNAを一本鎖のDNA断片に変性して、変性したサンプルDNA断片に蛍光物質等を結合させる。

【0005】

次に、サンプルDNA断片をDNAマイクロアレイ上に添加すると、サンプルDNA断片は、ハイブリダイゼーションによってDNAマイクロアレイ上に固定される。つまり、サンプルDNA断片の塩基は、複数種類のプローブDNA断片のうち相補性を有するDNA断片の塩基と水素結合して、二本鎖が生じる。一方、サンプルDNA断片は、相補性を有しないプローブDNA断片とは結合しない。サンプルDNA断片に蛍光物質でマーキングを施しているため、サンプルDNAと結合したプローブDNA断片が蛍光を発することになる。例えば、TCGGGAAというヌクレオチド配列を有するサンプルDNA断片は、AGCCCTTというヌクレオチド配列を有するプローブDNA断片とのみ結合し、そのプローブDNA断片が蛍光を発する。

【0006】

次いで、DNAマイクロアレイを読取装置にセッティングして、読取装置にて解析する。読取装置は、DNAマイクロアレイ上の蛍光強度分布を計測するものである。

【0007】

読取装置は、大きくわけて二種類あり、面状光方式と共焦点レーザ方式（例えば、特許文献1参照。）がある。

面状光方式の読取装置は、励起光（主に紫外線）をDNAマイクロアレイに面照射し、DNAマイクロアレイをレンズでCCDイメージセンサに結像し、DN

A マイクロアレイで発した蛍光を CCD イメージセンサで受光し、DNA マイクロアレイの面内の蛍光強度分布を CCD イメージセンサで計測するようになっている。

【0008】

共焦点レーザ方式の読取装置は、レーザダイオードから発した励起光をコーリメーターレンズで収束し、レーザ光線を DNA マイクロアレイに対して二次元走査し、レーザ光線の二次元走査と共に顕微鏡及びフォトマルも走査させ、レーザ光線により発した蛍光を顕微鏡を介してフォトマルで受光し、蛍光強度をフォトマルで計測し、二次元走査によって DNA マイクロアレイの面内の蛍光強度分布を計測するようになっている。

【0009】

何れの方式でも、DNA マイクロアレイ上の蛍光強度分布は二次元の画像として出力される。出力された画像内で蛍光強度が大きい部分には、サンプル DNA 断片のヌクレオチド配列と相補的なヌクレオチド配列を有したプローブ DNA 断片が含まれていることを表している。従って、二次元画像中のどの部分の蛍光強度が大きいかにによってサンプル DNA 断片のヌクレオチド配列を確定することができる。

【0010】

【特許文献1】

特開平9-23900号公報

【0011】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、共焦点レーザ方式の読取装置は、顕微鏡と、レーザ光線及び顕微鏡を DNA マイクロアレイに対して走査する機構とを必要とし、そのため装置全体が大きいという問題がある。面状光方式の読取装置は、DNA マイクロアレイを CCD イメージセンサに結像するレンズを必要とし、同様に装置が大型である。

【0012】

読取装置の大型化を抑えるために、文献公知の発明ではないが、本出願人は、

固体撮像デバイスの表面に複数種のプローブDNA断片を配列して固定してなる光学的DNAセンサを開発している。この光学的DNAセンサを用いてDNAを特定するには、蛍光標識したサンプルDNA断片を固体撮像デバイス上の相補的なプローブDNA断片とハイブリダイゼーションさせ、この光学的DNAセンサを読取装置にセッティングする。そして、読取装置の光源から固体撮像デバイスの表面に励起光を照射すると、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片が蛍光を発し、その部分が明るくなっている蛍光強度分布の画像を読取装置が固体撮像デバイスで読み取る。この光学的DNAセンサは、固体撮像デバイスの表面にプローブDNA断片を固定化しているため、レンズや顕微鏡が無くとも蛍光強度分布を表す二次元画像を固体撮像デバイスで鮮明な像を撮像することができ、読取装置の小型化を図れるという効果を奏する。

【0013】

しかしながら、この光学的DNAセンサには、次のような問題点もある。即ち、固体撮像デバイスが蛍光のみならず励起光に対しても感度を示すため、サンプルDNA断片と結合していないプローブDNA断片の部分も明るくなってしまい、固体撮像デバイスで得られた画像のコントラストが低い。そのため、固体撮像デバイスで得られた画像中のどの部分の強度が大きいかを特定することが困難となる。

【0014】

そこで、本発明の目的は、蛍光強度分布を表したコントラストの高い画像を取得することができるようにすることである。

【0015】

【課題を解決するための手段】

以上の課題を解決するために、請求項1に記載の発明は、例えば図1～図4に示すように、

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

固体撮像デバイス（例えば、固体撮像デバイス2）と、

前記固体撮像デバイスの表面に成膜された酸化チタン層（例えば、酸化チタン

層 34) と、

既知の塩基配列を有するとともに前記酸化チタン層上に配列されて固定された複数種のプローブ DNA 断片 (例えば、スポット 60, 60, ...) と、を備えることを特徴とする。

【0016】

請求項 1 に記載の発明では、固体撮像デバイスの表面に成膜された酸化チタン層は蛍光体励起光を遮蔽するとともに蛍光を透過する性質を有する。複数種のプローブ DNA 断片に向けて蛍光体励起光を照射した場合、サンプル DNA 断片と結合したプローブ DNA 断片から蛍光が発するが、蛍光は酸化チタン層を透過して、固体撮像デバイスの表面に入射する。一方、蛍光体励起光は、酸化チタン層によって遮蔽されて固体撮像デバイスの表面には入射しない。従って、サンプル DNA 断片と結合したプローブ DNA 断片の部分と、サンプル DNA 断片と結合しなかったプローブ DNA 断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、固体撮像デバイスで得られた画像中のどの部分の強度が大きいかを容易に特定でき、サンプル DNA 断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【0017】

請求項 2 に記載の発明は、例えば図 1 ～図 4 に示すように、

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプル DNA 断片を特定するために用いられる光学的 DNA センサにおいて、

固体撮像デバイス (例えば、固体撮像デバイス 2) と、

前記固体撮像デバイスの表面に成膜され、キャリア密度が 1.0×10^{20} [$1/\text{cm}^3$] 以下となる錫ドープ酸化インジウム層 (例えば、導電層 32) と、

既知の塩基配列を有するとともに前記錫ドープ酸化インジウム層上に配列されて固定された複数種のプローブ DNA 断片 (例えば、スポット 60, 60, ...) と、を備えることを特徴とする。

【0018】

請求項 2 に記載の発明では、固体撮像デバイスの表面に成膜された錫ドープ酸化インジウム層のキャリア密度が 1.0×10^{20} [$1/\text{cm}^3$] 以下となれば、

蛍光体励起光が錫ドープ酸化インジウム層で吸収され、蛍光が錫ドープ酸化インジウム層では吸収されない。従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片から発した蛍光が、錫ドープ酸化インジウム層を透過して、固体撮像デバイスの表面に入射する。一方、蛍光体励起光は、錫ドープ酸化インジウム層によって吸収されて固体撮像デバイスの表面には入射しない。従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片の部分と、サンプルDNA断片と結合しなかったプローブDNA断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【0019】

請求項3に記載の発明は、例えば図10に示すように、

蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられる光学的DNAセンサにおいて、

固体撮像デバイス（例えば、固体撮像デバイス2）と、

屈折率の異なる複数種の誘電体層が蛍光体励起光の波長の $1/4$ となる光学膜厚で周期的に積層されてなるとともに、前記固体撮像デバイスの表面に積層された誘電体多層膜（例えば、誘電体多層膜35）と、

既知の塩基配列を有するとともに前記誘電体多層膜上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片（例えば、スポット60, 60, …）と、を備えることを特徴とする。

【0020】

請求項3に記載の発明では、固体撮像デバイスの表面に積層された誘電体多層膜が、屈折率の異なる複数種の誘電体層が蛍光体励起光の波長の $1/4$ となる光学膜厚で周期的に積層されてなるので、蛍光体励起光が誘電体多層膜で反射し、蛍光が誘電体多層膜を透過する。従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片から発した蛍光は、誘電体多層膜を透過して、固体撮像デバイスの表面に入射する。一方、蛍光体励起光は、誘電体多層膜によって反射されて固体撮像デバイスの表面には入射しない。従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片の部分と、サンプルDNA断片と結合しなかったプローブDNA断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【0021】

請求項4に記載の発明は、例えば図1～図4に示すように、請求項1から3の何れか一項に記載の光学的DNAセンサにおいて、

前記固体撮像デバイスが、前記複数種のプローブDNA断片とそれぞれ対応するように配列された複数の光電変換素子（例えば、DG-Tr20, 20, …）を有することを特徴とする。

【0022】

請求項4に記載の発明では、プローブDNA断片が光電変換素子にそれぞれ対応して配列されているから、プローブDNA断片間では蛍光強度を検知することがない。従って、固体撮像デバイスで撮像された像はノイズの無い像であり、プローブDNA断片が配置されていない部分の蛍光強度データが含まれていない。

【0023】

請求項5に記載の発明は、例えば図5～図6に示すように、請求項1から4の何れか一項に記載の光学的DNAセンサを着脱自在とするとともに、

装着された前記固体撮像デバイスを駆動する駆動手段（例えば、駆動回路10、トップゲートドライバ11、ボトムゲートドライバ12、ドレインドライバ13及び駆動回路10）と、前記複数種のプローブDNA断片に向けて面状に蛍光体励起光を照射する光照射手段（例えば、光照射手段71）と、を備える

ことを特徴とするDNA読取装置である。

【0024】

請求項5に記載の発明では、光照射手段によってプローブDNA断片に蛍光体励起光を照射すると、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片から蛍光が発し、駆動手段で固体撮像デバイスを駆動すると、固体撮像デバイスで蛍光強度分布を表した画像を取得することができる。

【0025】

請求項6に記載の発明は、例えば図11に示すように、蛍光体励起光の被照射

によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられるDNA読取装置において、

固体撮像デバイス（例えば、固体撮像デバイス2）と、既知の塩基配列を有するとともに前記固体撮像デバイスの表面上に配列されて固定された複数種のプローブDNA断片（例えば、スポット60, 60, …）と、を具備した光学的DNAセンサ（光学的DNAセンサ1）を着脱自在とするとともに、

装着された前記光学的DNAセンサの前記複数種のプローブDNA断片と近接する面（全反射面171a）から前記複数種のプローブDNA断片に向けてエヴァネッセント光を蛍光体励起光として出射する光照射手段を備える

ことを特徴とする。

【0026】

請求項6に記載の発明では、光照射手段の面がプローブDNA断片に近接するため、その面から出射したエヴァネッセント光はプローブDNA断片に入射する。一方、エヴァネッセント光は媒体中を伝播しないため、固体撮像デバイスの表面には入射しない。従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片の部分と、サンプルDNA断片と結合しなかったプローブDNA断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、固体撮像デバイスで得られた画像中のどの部分の強度が大きいかを容易に特定でき、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【0027】

請求項7に記載の発明は、例えば図12に示すように、蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプルDNA断片を特定するために用いられるDNA読取装置において、

遮光性を有するボトムゲート電極、光に感度を示す半導体膜、光を透過するトップゲート電極の順に透明基板（例えば、透明基板17）上に積層してなる複数の光電変換素子（例えば、DG-Tr20, 20, …）が前記透明基板の表面上に互いに離間して配列され、光を透過する保護層（例えば、保護絶縁層31）によって前記複数の光電変換素子をまとめて被覆してなる固体撮像デバイス（例え

ば、固体撮像デバイス 2) と、既知の塩基配列を有するとともに前記保護層上に配列されて固定された複数種のプローブ DNA 断片 (例えば、スポット 60, 60, ...) と、を具備した光学的 DNA センサ (例えば、光学的 DNA センサ 1) を着脱自在とするとともに、

装着された前記光学的 DNA センサの前記透明基板の裏面に向けて蛍光体励起光を面状に照射する光照射手段 (例えば、光照射手段 271) を備えることを特徴とする。

【0028】

請求項 8 に記載の発明は、例えば図 12 に示すように、蛍光体励起光の被照射によって蛍光を発するサンプル DNA 断片を特定するために用いられる光学的 DNA センサにおいて、

遮光性を有するボトムゲート電極、光に感度を示す半導体膜、光を透過するトップゲート電極の順に透明基板の表面上に積層してなる複数の光電変換素子 (例えば、DG-Tr 20, 20, ...) が前記透明基板の表面上に互いに離間して配列され、光を透過する保護層 (例えば、保護絶縁層 31) によって前記複数の光電変換素子をまとめて被覆してなる固体撮像デバイス (例えば、固体撮像デバイス 2) と、

既知の塩基配列を有するとともに前記保護層上に配列されて固定された複数種のプローブ DNA 断片 (例えば、スポット 60, 60, ...) と、を備えることを特徴とする。

【0029】

請求項 7、8 に記載の発明では、ボトムゲート電極、半導体膜、トップゲート電極の順に積層してなる複数の光電変換素子が透明基板の表面上に互いに離間して配列されているため、光照射手段から透明基板の裏面に入射した蛍光体励起光は光電変換素子の間を透過して、プローブ DNA 断片に入射する。サンプル DNA 断片と結合したプローブ DNA 断片から蛍光体励起光によって蛍光が発し、その蛍光体励起光は保護層及びトップゲート電極を透過して半導体膜に入射する。また、トップゲート電極が遮光性を有しているため、光照射手段から透明基板の裏面に入射した蛍光体励起光が半導体膜に直接入射しない。

従って、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片の部分と、サンプルDNA断片と結合しなかったプローブDNA断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【0030】

【発明の実施の形態】

以下に、図面を用いて本発明の具体的な態様について説明する。ただし、発明の範囲を図示例に限定するものではない。

【0031】

〔第一の実施の形態〕

図1は、本発明が適用された光学的DNAセンサを示した斜視図であり、図2は、この光学的DNAセンサの平面図であり、図3は、図2のI-I破断線で破断して矢印方向に見て示した断面図である。

【0032】

光学的DNAセンサ1は、固体撮像デバイス2と、固体撮像デバイス2の表面に成膜された酸化チタン層34と、酸化チタン層34上に配列されて固定されたスポット60、60、…と、を備え、固体撮像デバイス2の各画素に一つのスポット60が対応している。

【0033】

まず、固体撮像デバイス2について説明する。固体撮像デバイス2は、略平板状の透明基板17と、透明基板17の表面上にn行m列（n、mともに整数である。）のマトリクス状に配列された複数のダブルゲート型電界効果トランジスタ（以下、DG-Trという。）20、20、…と、を備える。

【0034】

透明基板17は、紫外線から可視光にわたる350nm～1000nmの波長域の光に対して透過性（以下、単に透光性という。）を有するとともに絶縁性を有し、石英ガラス等といったガラス基板又はポリカーボネート等といったプラスチック基板である。この透明基板17の裏面が、固体撮像デバイス2の裏面を成している。なお、透光性を有した透明基板17の代わりに、遮光性を有した基板

であっても良い。

【0035】

DG-Tr 20 について説明する。図 4 (a) は一つの DG-Tr 20 を示した平面図であり、図 4 (b) は、図 4 (a) の II-II 破断線で破断して矢印方向に見て示した断面図である。

それぞれの DG-Tr 20 は、画素となる光電変換素子である。それぞれの DG-Tr 20 は、透明基板 17 上に形成されたボトムゲート電極 21 と、ボトムゲート電極 21 上に形成されたボトムゲート絶縁膜 22 と、ボトムゲート電極 21 との間にボトムゲート絶縁膜 22 を挟むとともにボトムゲート電極 21 に対向した半導体膜 23 と、半導体膜 23 の中央部上に形成されたチャネル保護膜 24 と、半導体膜 23 の両端部上に互いに離間して形成された不純物半導体膜 25, 26 と、不純物半導体膜 25 上に形成されたソース電極 27 と、不純物半導体膜 26 上に形成されたドレイン電極 28 と、ソース電極 27 及びドレイン電極 28 上に形成されたトップゲート絶縁膜 29 と、トップゲート絶縁膜 29 及びチャネル保護膜 24 を半導体膜 23 との間に挟むとともに半導体膜 23 に対向したトップゲート電極 30 と、を具備する。

【0036】

透明基板 17 上には、ボトムゲート電極 21 が DG-Tr 20 ごとに形成されている。また、透明基板 17 上には横方向に延在する n 本のボトムゲートライン 41, 41, ... が形成されており、横方向に配列された同一行の各 DG-Tr 20 のボトムゲート電極 21 は共通のボトムゲートライン 41 と一体となって形成されている。ボトムゲート電極 21 及びボトムゲートライン 41 は、導電性及び遮光性を有し、例えばクロム、クロム合金、アルミ若しくはアルミ合金又はこれらの合金からなる。

【0037】

ボトムゲート電極 21 及びボトムゲートライン 41 上には、全ての DG-Tr 20, 20, ... に共通したボトムゲート絶縁膜 22 が形成されている。ボトムゲート絶縁膜 22 は、絶縁性及び透光性を有し、例えば窒化シリコン (SiN) 又は酸化シリコン (SiO₂) からなる。

【0038】

ボトムゲート絶縁膜 22 上には、半導体膜 23 が DG-Tr 20 ごとに形成されている。半導体膜 23 は、平面視して略矩形状を呈しており、アモルファスシリコン又はポリシリコンで形成された層である。半導体膜 23 上には、チャネル保護膜 24 が形成されている。チャネル保護膜 24 は、パターニングに用いられるエッチャントから半導体膜 23 の界面を保護する機能を有し、絶縁性及び透光性を有し、例えば窒化シリコン又は酸化シリコンからなる。半導体膜 23 は光に対して感度を示し、半導体膜 23 に光が入射すると、入射した光量に従った量の電子-正孔対がチャネル保護膜 24 と半導体膜 23 との界面付近を中心に発生するようになっている。この場合、半導体膜 23 側にはキャリアとして正孔が発生し、チャネル保護膜 24 側には電子が発生する。ここで、半導体膜 23 に適用できる 50 nm 厚のアモルファスシリコンの光感度の波長依存性を図 5 (a) に示す。紫外線から可視光線にわたって広い波長域で電子-正孔対を生成する感度を有し、450 nm 付近の可視光に感度ピークがある。

【0039】

半導体膜 23 の一端部上には、不純物半導体膜 25 が一部チャネル保護膜 24 に重なるようにして形成されており、半導体膜 23 の他端部上には、不純物半導体膜 26 が一部チャネル保護膜 24 に重なるようにして形成されている。不純物半導体膜 25, 26 は、DG-Tr 20 ごとにパターニングされている。不純物半導体膜 25, 26 は、n 型の不純物イオンを含むアモルファスシリコン (n⁺シリコン) からなる。

【0040】

不純物半導体膜 25 上には、DG-Tr 20 ごとにパターニングされたソース電極 27 が形成されている。不純物半導体膜 26 上には、DG-Tr 20 ごとにパターニングされたドレイン電極 28 が形成されている。また、縦方向に延在する m 本のソースライン 42, 42, …及びドレインライン 43, 43, …がボトムゲート絶縁膜 22 上に形成されており、縦方向に配列された同一列の各 DG-Tr 20 のソース電極 27 は共通のソースライン 42 と一体に形成されており、縦方向に配列された同一列の各 DG-Tr 20 のドレイン電極 28 は共通のドレ

インライン 43 と一体に形成されている。ソース電極 27、ドレイン電極 28、ソースライン 42 及びドレインライン 43 は、導電性及び遮光性を有しており、例えばクロム、クロム合金、アルミ若しくはアルミ合金又はこれらの合金からなる。

【0041】

全ての DG-Tr 20, 20, … のチャンネル保護膜 24、ソース電極 27 及びドレイン電極 28 並びにソースライン 42, 42, … 及びドレインライン 43, 43, … 上には、全ての DG-Tr 20, 20, … に共通したトップゲート絶縁膜 29 が形成されている。トップゲート絶縁膜 29 は、絶縁性及び透光性を有し、例えば窒化シリコン又は酸化シリコンからなる。

【0042】

トップゲート絶縁膜 29 上には、DG-Tr 20 ごとにパターンニングされたトップゲート電極 30 が形成されている。また、トップゲート絶縁膜 29 上には横方向に延在する n 本のトップゲートライン 44 が形成されており、横方向に配列された同一行の各 DG-Tr 20 のトップゲート電極 30 は共通のトップゲートライン 44 と一体に形成されている。トップゲート電極 30 及びトップゲートライン 44 は、導電性及び透光性を有し、例えば、酸化インジウム、酸化亜鉛若しくは酸化スズ又はこれらのうちの少なくとも一つを含む混合物（例えば、錫ドーパ酸化インジウム（ITO）、亜鉛ドーパ酸化インジウム）で形成されている。

以上のように構成された DG-Tr 20 は、半導体膜 23 を受光部とした光電変換素子であり、固体撮像デバイス 2 は、複数の DG-Tr 20, 20, … がマトリクス状に配列されているものである。

【0043】

固体撮像デバイス 2 の表面には、保護絶縁膜 31、酸化チタン層 34、導電層 32、オーバーコート層 33 の順に積層されている。保護絶縁膜 31 は、全ての DG-Tr 20, 20, … をまとめて被覆しており、トップゲート電極 30 及びトップゲートライン 44 に被覆するようにトップゲート電極 30 及びトップゲートライン 44, 44, … 上に形成されている。保護絶縁層 31 は、絶縁性及び透光性を有し、窒化シリコン又は酸化シリコンからなる。

【0044】

保護絶縁層 31 上には、酸化チタン層 34 が全ての DG-Tr20, 20, ... を被覆するように一面に形成されている。酸化チタン層 34 に含有した酸化チタンは、アナターゼ型とルチル型があり、本発明では何れも使用することができるが、ルチル型の酸化チタンが好ましい。また、ルチル型の酸化チタンの結晶構造は正方晶であり、Ti の配置は体心立方構造である。

【0045】

酸化チタン層 34 は、後述の DNA 同定方法に用いられる蛍光物質を励起させる蛍光体励起光（主に紫外線であり、特に 308 nm を中心波長とした帯域の紫外線。）を吸収し、蛍光体励起光によって励起された蛍光物質から発する蛍光（主に可視光線であり、特に 520 nm を中心波長とした帯域の可視光線）を透過する性質を有する。

吸収を特性づける光学物性パラメータである消光係数 k (> 0) は複素屈折率 N との間で下記に示す式 (1) の関係が成り立つ。

$$N = n - i k \dots (1)$$

式 (1) において i は、虚数単位である。ここで n は所定方向に進む光の波の位相速度を決め、消光係数 k は波の振幅の大きさを波の進行方向とともに減衰させる働きを有する。光の進行方向を z とし、その光の強度を I とすると、両者の間で下記に示す式 (2) の関係が成り立つ。

$$I(z) = I(0) \exp(-\alpha z) \dots (2)$$

ここで α は吸収係数であり、

$$\alpha = 2 \omega k / c \dots (3)$$

と表すことができる。 c は真空の光速であり、 ω は光の角振動数である。

ルチル型結晶の酸化チタン層 34 は、正方晶であり、チタン原子の配置から体心立方構造である。この結晶は光軸が C 軸にある 1 軸結晶であり、厳密には入射光の電場ベクトルと C 軸のなす角度によって複素屈折率 N は異なるが、平均的には、300 nm 程度の紫外線の消光係数 k は 2 であり、440 nm 程度の可視光線では、消光係数 k は 0.06 になり、460 nm では $k = 0$ とみなせる。

図 5 (b) に、酸化チタン層 34 の厚さと、308 nm 波長の蛍光体励起光及

び530nm波長の蛍光の透過率との関係を対数グラフで示す。図5(b)に示すように、酸化チタン層34の厚さが厚くなるにつれて、蛍光体励起光の透過率が低くなり、酸化チタン層34の厚さが100nm以上であれば、蛍光体励起光の透過率は 1.0×10^{-3} 以下となる。一方、蛍光の透過率は蛍光体励起光ほど低くなく、酸化チタン層34の厚さに関わらず50%以上となっている。

【0046】

図3～図4に示すように、酸化チタン層34上には、導電膜32が一面に形成されている。導電膜32は、導電性及び透光性を有し、例えば、酸化インジウム、酸化亜鉛若しくは酸化スズ又はこれらのうちの少なくとも一つを含む混合物で形成されている。酸化チタン層34は蛍光体励起光を吸収することにより電子-正孔対を生成し、そのうちの一部は再結合しない状態が続くが、導電層32が酸化チタン層34と接しているので、電子-正孔対による電荷は導電層32により排出される。このため、電子及び正孔は、酸化チタン層34及びその下方の保護絶縁層31に蓄積され続けることはないので、トップゲート電極30に印加される電圧により形成された電界に影響をほとんど及ぼさない。

【0047】

導電膜32上には、オーバーコート層33が一面に形成されている。このオーバーコート層33は、透光性を有し、導電膜32を保護したり、スポット60, 60, …を固体撮像デバイス2の表面に固定したりするものである。

【0048】

次に、スポット60について説明する。図1～図3に示すように、複数種のスポット60, 60, …が互いに離間して、n行m列のマトリクス状となってオーバーコート層33上に配列されている。一つのスポット60は一本鎖プローブDNA断片61が多数集まった群集であり、一つのスポット60に含まれる多数の一本鎖プローブDNA断片61は互いに同じヌクレオチド配列を有する。また、一本鎖プローブDNA断片61のヌクレオチド配列は、スポット60ごとに異なっている。何れのスポット60のヌクレオチド配列も、塩基配列が既知のものである。

【0049】

以上のようなスポット 60, 60, ...がそれぞれ DG-Tr 20, 20, ...に対応して配列されている。つまり、図 2 及び図 4 に主に示すように固体撮像デバイス 2 を平面視した場合、一つの DG-Tr 20 に一つのスポット 60 が重なっており、特に DG-Tr 20 の半導体膜 23 が一つのスポット 60 に重なっている。

【0050】

スポット 60, 60, ...を固体撮像デバイス 2 の表面に固定する方法としては、予め調製したプローブ DNA 断片 61 を、ポリ陽イオン（ポリ-L-リシン、ポリエチレンジイミン等）で表面処理した固体撮像デバイス 2 の表面に分注装置を用いて点着して、DNA の荷電を利用して固体撮像デバイス 2 の表面に静電結合させる方法が適用される。

その他の固定方法として、アミノ基、アルデヒド基、エポキシ基等を有するシランカップリング剤を用いる方法も利用されている。この場合には、アミノ基、アルデヒド基等は、共有結合により固体撮像デバイス 2 の表面に導入されるため、ポリ陽イオンによる場合と比較して安定に固体撮像デバイス 2 の表面に存在する。

その他の固定方法として、反応活性基を導入したオリゴヌクレオチドを合成し、表面処理した固体撮像デバイス 2 の表面に該オリゴヌクレオチドを点着し、共有結合させる方法もある。

【0051】

次に、以上のように構成された光学的 DNA センサ 1 を用いた DNA 読取装置について、図 6 及び図 7 を用いて説明する。

【0052】

図 6 及び図 7 に示すように、DNA 読取装置 70 は、表示装置 3 と、全体の制御を司る演算処理装置 4 と、光学的 DNA センサ 1 の表面に蛍光体励起光を面状に照射するための光照射手段 71 と、光学的 DNA センサ 1 を駆動して画像を取得するための駆動手段（トップゲートドライバ 11, ボトムゲートドライバ 12、ドレインドライバ 13 及び駆動回路 10 から構成される。）と、を備える。

【0053】

光照射手段 71 は、蛍光体励起光の波長域を含み且つ蛍光の波長域をあまり含まない光を発する光源 72 と、光源 72 から発せられた光を導光して裏面 73 a から面状に出射する導光板 73 と、を備える。導光板 73 は、略平板状であり、光源 72 に対向した側面 73 b 及び裏面 73 a を除き反射部材で覆われている。光学的 DNA センサ 1 は DNA 読取装置 70 に対して着脱自在となっており、DNA 読取装置 70 に装着された光学的 DNA センサ 1 の固体撮像デバイス 2 の表面が導光板 73 の裏面 73 a に対向するようになっている。光学的 DNA センサ 1 が導光板 73 の裏面 73 a に対向した場合、導光板 73 の裏面 73 a から面状に出射した光が光学的 DNA センサ 1 の表面に均等に照射されるようになっている。

【0054】

また、光学的 DNA センサ 1 が DNA 読取装置 70 に装着された場合、光学的 DNA センサ 1 のトップゲートライン 44, 44, ... がトップゲートドライバ 11 の端子にそれぞれ接続されるようになっている。同様に、光学的 DNA センサ 1 のボトムゲートライン 41, 41, ... がボトムゲートドライバ 12 の端子に接続されるようになっており、光学的 DNA センサ 1 のドレインライン 43, 43, ... がドレインドライバ 13 の端子にそれぞれ接続されるようになっている。また、光学的 DNA センサ 1 が DNA 読取装置 70 に装着された場合、光学的 DNA センサ 1 のソースライン 42, 42, ... が一定電圧源に接続され、この例では接地されるようになっている。

【0055】

トップゲートドライバ 11 は、シフトレジスタである。つまり、トップゲートドライバ 11 は、駆動回路 10 から制御信号 $Tcnt$ を入力することによって、1 行目のトップゲートライン 44 から n 行目のトップゲートライン 44 の順に（ n 行目に達したら必要に応じて 1 行目に戻る。）リセットパルス（図 8 に図示）を出力するようになっている。リセットパルスのレベルは +5 [V] のハイレベルである。一方、トップゲートドライバ 11 は、リセットパルスを出力しない時にローレベルの -20 [V] の電位をそれぞれのトップゲートライン 44 に印加するようになっている。

【0056】

ボトムゲートドライバ12は、シフトレジスタである。つまり、一行目のボトムゲートライン41からn行目のボトムゲートライン41の順に（n行目に達したら必要に応じて1行目に戻る。）リードパルス（図8に図示）を出力するようになっている。リードパルスのレベルは+10〔V〕のハイレベルであり、リードパルスが出力されていない時のレベルは±0〔V〕のローレベルである。

【0057】

トップゲートドライバ11がi行目（iは1～nの何れかの整数。）のトップゲートライン44にリセットパルスを出力した後にキャリア蓄積期間を経てボトムゲートドライバ12がi行目のボトムゲートライン41にリードパルスを出力するように、トップゲートドライバ11及びボトムゲートドライバ12は出力信号をシフトするようになっている。つまり、各行では、リードパルスが出力されるタイミングは、リセットパルスが出力されるタイミングより遅れている。また、i行目（iは、1～nの何れかである。）のトップゲートライン44へのリセットパルスの入力が始動してから、i行目のボトムゲートライン41へのリードパルスの入力が終了するまでの期間は、i行目の選択期間である。リセットパルスのレベルは+5〔V〕のハイレベルであり、リセットパルスが出力されていない時のレベルは-20〔V〕のローレベルである。

【0058】

ドレインドライバ13は、それぞれの行の選択期間において、リセットパルスが出力されてからリードパルスが出力されるまでの間に、全てのドレインライン43, 43, …にプリチャージパルス（図8に図示）を出力するようになっている。プリチャージパルスのレベルは+10〔V〕のハイレベルであり、プリチャージパルスが出力されていない時のレベルは±0〔V〕のローレベルである。また、ドレインドライバ13は、プリチャージパルスの出力後にドレインライン43, 43, …の電圧を増幅して、駆動回路10に出力するようになっている。

【0059】

駆動回路10は、演算処理装置4に駆動されることによって、ボトムゲートドライバ12、トップゲートドライバ11、ドレインドライバ13それぞれに制御

信号 Bcnt、Tcnt、Dcnt を出力することでボトムゲートドライバ 12、トップゲートドライバ 11、ドレインドライバ 13 に適宜パルスを出力させるようになっている。更に、駆動回路 10 は、リードパルスが出力されてから所定時間経過後のドレインライン 43, 43, … の電圧を検出することによって、又はリードパルスが出力されてからドレインライン 43, 43, … の電圧が所定閾値電圧に至るまでの時間を検出することによって、画像を取得し、その画像を演算処理装置 4 に出力するようになっている。演算処理装置 4 は、駆動回路 10 から入力した画像を表示装置 3 に表示させるようになっている。

【0060】

固体撮像デバイス 2 の表面にスポット 60, 60, … が配列されているため、DNA 読取装置 70 にはレンズ・顕微鏡といった光学系を設けずとも、固体撮像デバイス 2 で鮮明な像を撮像することができる。従って、DNA 読取装置 70 を小型化することができる。

【0061】

次に、光学的 DNA センサ 1 の製造方法について説明する。

まず、スパッタ、蒸着といった PVD 法又は CVD 法により導電体層を透明基板 17 上に成膜した後、フォトリソグラフィ法といったマスク工程を行い、エッチング法等により導電体層を形状加工する形状加工工程を行うことによって、それぞれの DG-Tr 20 のボトムゲート電極 21 並びにボトムゲートライン 41, 41, … をパターンニングする。

【0062】

次いで、透明基板 17 にわたって窒化シリコン又は酸化シリコンからなるボトムゲート絶縁膜 22 を成膜し、更にボトムゲート絶縁膜 22 上の全面にわたって半導体膜 23 となる半導体層を成膜し、半導体層上の全面にわたってチャネル保護膜 24 となる窒化シリコン又は酸化シリコンからなる絶縁層を成膜する。次いで、絶縁層にマスクをし、絶縁層を形状加工することによって、DG-Tr 20 ごとにチャネル保護膜 24 をパターンニングし、その後に n 型不純物を含有したアモルファスシリコン層を形成する。そして、このアモルファスシリコン層にマスクをし、アモルファスシリコン層を形状加工することによって、不純物半導体膜

25, 26をDG-Tr20ごとにパターニングするとともに下方の半導体膜23をDG-Tr20ごとにパターニングする。

【0063】

次いで、導電体層を全面に成膜し、導電体層にマスクをして、導電体層を形状加工することによって、ドレイン電極28及びソース電極27をDG-Tr20ごとにパターニングするとともにドレインライン43, 43, …及びソースライン42, 42, …をパターニングする。

【0064】

次いで、ドレイン電極28及びソース電極27等が形成されたボトムゲート絶縁膜22の全面にトップゲート絶縁膜29を成膜する。次いで、トップゲート絶縁膜29上の全面にITOといった透明な導電体層を成膜し、透明な導電体層（ITO層）にマスクをし、透明な導電体層を形状加工することによって、DG-Tr20ごとにトップゲート電極30をパターニングするとともにトップゲートライン44, 44, …をトップゲート電極30と一体形成する。

【0065】

次いで、トップゲート電極30及びトップゲートライン44が形成されたボトムゲート絶縁膜22上の全面に、保護絶縁層31を成膜する。次いで、保護絶縁層31上の全面に酸化チタン層34を成膜する。次いで、酸化チタン層34上の全面に導電膜32を成膜する。次いで、導電膜32に化学処理を施して、例えばポリ陽イオン（ポリー-L-リシン、ポリエチレンイミン等）又はシランカップリング剤からなるオーバーコート層33を導電膜32上に成膜する。

【0066】

一方、既知のヌクレオチド配列を有したDNA断片61を複数種生成し（各種のDNA断片61のヌクレオチド配列は互いに異なっている。）、各種のDNA断片61を溶媒で分散又は溶解して、複数種の試料溶液を調製する。調製した複数種の試料溶液を分注装置の複数のピペットにそれぞれセッティングする。また、固体撮像デバイス2を分注装置の載置台にセッティングする。この分注装置では、複数のピペットが載置台上で水平面内に移動し、更に、下降することによって試料溶液を点着するようになっている。

【0067】

次いで、導電膜32に正電圧を印加した状態で、分注装置によって複数種の試料溶液をピペットから固体撮像デバイス2の表面（オーバーコート層33上）に点着する。この際、一つのDG-Tr20に対して一種類の試料溶液を平面視して重ねるようにして点着する。アデニン、グアニン、シトシン、チミンの4種の塩基で構成されるヌクレオチド鎖は、塩基と結合している糖がリン酸ジエステル結合しているので全体として負極性なため、導電膜32に印加された正電圧の電界により、プローブDNA断片61が吸引されるから、プローブDNA断片61がオーバーコート層33に固定しやすくなる。

以上により光学的DNAセンサ1が完成する。

【0068】

光学的DNAセンサ1及びDNA読取装置70を用いたDNAの同定方法について説明する。

まず、検体からDNAを採取して、採取したDNAを一本鎖DNA断片に変性し、DNA断片に蛍光物質を結合させ、DNA断片を蛍光物質で標識する。蛍光物質としては、例えばCyDyeのCy2やCy3（アマシャム社製）がある。得られたDNA断片は、溶液中に含まれている。以下では、このDNA断片をサンプルDNA断片という。蛍光物質は、DNA読取装置70の光照射手段71から出射される蛍光体励起光の波長で励起されるものを選択する。蛍光物質は蛍光体励起光によって励起されることによって蛍光を発するが、その蛍光の波長は、光学的DNAセンサ1の半導体膜23にキャリアを発生させる波長である。

【0069】

次いで、サンプルDNA断片を含有した溶液を光学的DNAセンサ1の表面に塗布する。サンプルDNA断片は、ハイブリダイゼーションによってスポット60, 60, …のうち相補性を有するプローブDNA断片61と結合し、相補性を有しないプローブ断片とは結合しない。光学的DNAセンサ1に塗布されたサンプルDNA断片のうちハイブリダイゼーションしなかったものは洗い流す。

【0070】

次いで、光学的DNAセンサ1をDNA読取装置70にセッティングすると、

トップゲートライン 44, 44, ... がトップゲートドライバ 11 の端子にそれぞれ接続され、ボトムゲートライン 41, 41, ... がボトムゲートドライバ 12 の端子に接続され、ドレインライン 43, 43, ... がドレインドライバ 13 の端子にそれぞれ接続される。

【0071】

次いで、光源 72 が点灯し、蛍光体励起光が導光板 73 から光学的 DNA センサ 1 の表面に面状に照射されることによって DNA 読取装置 70 の読み取りが開始される。これによって、スポット 60, 60, ... のうちのプローブ DNA 断片 61 及びプローブ DNA 断片 61 と結合したサンプル DNA 断片の組ではサンプル DNA 断片に付着した蛍光体から蛍光を発し、サンプル DNA 断片と結合しなかったプローブ DNA 断片 61 は蛍光を発しない。サンプル DNA 断片と結合したプローブ DNA 断片 61 を含むスポット 60 から発した蛍光は、オーバーコート層 33、導電層 32、酸化チタン層 34、保護絶縁層 31、トップゲート電極 30、層間絶縁膜 20 及びチャネル保護膜 24 を透過して、蛍光を発したスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 に入射する。ここで一部の蛍光体励起光は、蛍光に変換されずに酸化チタン層 34 に入射されてしまうが、酸化チタン層 34 に吸収されてしまうので半導体膜 23 にほとんど到達することはない。一方、サンプル DNA 断片と結合していないプローブ DNA 断片 61 からなるスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 には蛍光が入射しない。このため蛍光体励起光が酸化チタン層 34 に入射されてしまうが、酸化チタン層 34 に吸収されてしまうので半導体膜 23 にほとんど到達することはない。従って、どの DG-Tr 20 の半導体膜 23 にも到達しない。即ち、光源 72 から発する蛍光体励起光が半導体膜 23 に直接入射することで半導体膜 23 が励起することなくなり、ドレイン電流が十分流れる程度の電子-正孔対が半導体膜 23 に生成されることはない。従って、サンプル DNA 断片と結合していないプローブ DNA 断片 61 からなるスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 が感光せず、サンプル DNA 断片と結合したプローブ DNA 断片 61 を含むスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 が感光する。

【0072】

そして、DNA読取装置70は、光学的DNAセンサ1を駆動することによって、光学的DNAセンサ1がそれぞれのDG-Tr20で蛍光の強度又は蛍光の光量を検知し、光学的DNAセンサ1上の蛍光の強度分布を二次元の画像データとして取得する。

【0073】

DNA読取装置70の画像取得動作は以下のようになる。

即ち、駆動回路10がトップゲートドライバ11に制御信号Tcntを出力し、図8に示すようにトップゲートドライバ11が1行目のトップゲートライン44からn行目のトップゲートライン44へと順次リセットパルスを出力する。また、駆動回路10がボトムゲートドライバ12に制御信号Bcntを出力し、ボトムゲートドライバ12が1行目のボトムゲートライン41からn行目のボトムゲートライン41へと順次リードパルスを出力する。また、駆動回路10が制御信号Dcntをドレインドライバ13に出力し、ドレインドライバ13が各行でリセットパルスが出力されているリセット期間と各行でリードパルスが出力されている期間との間に、プリチャージパルスを全てのドレインライン43, 43, ...に出力する。

【0074】

i行目の各DG-Tr20の動作について詳細に説明する。図8に示すように、トップゲートドライバ11がi行目のトップゲートライン44にリセットパルスを出力すると、i行目のトップゲートライン44がハイレベルになる。i行目のトップゲートライン44がハイレベルになっている間（この期間をリセット期間という。）、i行目の各DG-Tr20では、半導体膜23とチャネル保護膜24との界面近傍に蓄積されたキャリア（ここでは、正孔である。）が、トップゲート電極30の電圧により反発して吐出される。

【0075】

次いで、トップゲートドライバ11がi行目のトップゲートライン44にリセットパルスを出力することを終了する。DG-Tr20の半導体膜23には、最も近接するスポット60のプロープDNA断片61に結合されたサンプルDNA断片に付着された蛍光体からの蛍光が入射されており、i行目のトップゲートラ

イン44のリセットパルスが終了してから、i行目のボトムゲートライン41にリードパルスが出力されるまでの間（この期間をキャリア蓄積期間という。）、半導体膜23に入射した蛍光の光量に従って量の電子-正孔対が半導体膜23内で生成され、そのうちの正孔がトップゲート電極30の電界により半導体膜23とチャンネル保護膜24との界面近傍に蓄積される。

【0076】

次いで、キャリア蓄積期間中に、ドレインドライバ13が全てのドレインライン43, 43, ...にプリチャージパルスを出力する。プリチャージパルスが出力されている間（プリチャージ期間という。）では、i行目の各DG-Tr20においては、トップゲート電極30に印加されている電位が-20[V]であり、ボトムゲート電極21に印加されている電位が±0[V]であるため、たとえ半導体膜23とチャンネル保護膜24との界面近傍に蓄積された正孔の電荷だけではゲートソース間電位が低いので半導体膜23にはチャンネルが形成されず、ドレイン電極28とソース電極27との間に電流は流れない。プリチャージ期間において、ドレイン電極28とソース電極27との間に電流が流れないため、ドレインライン43, 43, ...に出力されたプリチャージパルスによってi行目の各DG-Tr20のドレイン電極28に電荷がチャージされる。

【0077】

次いで、ドレインドライバ13がプリチャージパルスの出力を終了するとともに、ボトムゲートドライバ12がi行目のボトムゲートライン41にリードパルスを出力する。ボトムゲートドライバ12がi行目のボトムゲートライン41にリードパルスを出している間（この期間を、リード期間という。）では、i行目の各DG-Tr20のボトムゲート電極21に+10[V]の電位が印加されているため、i行目の各DG-Tr20がオン状態になる。

【0078】

リード期間においては、キャリア蓄積期間において蓄積されたキャリアがトップゲート電極30とボトムゲート電極21との間の電圧を緩和するように働くため、ボトムゲート電極21とトップゲート電極30との間の電圧により半導体膜23にチャンネルが形成されて、ドレイン電極28からソース電極27に電流が流

れるようになる。従って、リード期間では、ドレインライン 43, 43, ... の電圧は、ドレイン-ソース間電流によって時間の経過とともに徐々に低下する傾向を示す。

【0079】

ここで、キャリア蓄積期間において半導体膜 23 に入射した蛍光の光量が多くなるにつれて、蓄積されるキャリアも多くなり、蓄積されるキャリアが多くなるにつれて、リード期間においてドレイン電極 28 からソース電極 27 に流れる電流のレベルも大きくなる。従って、リード期間におけるドレインライン 43, 43, ... の電圧の変化傾向は、キャリア蓄積期間で半導体膜 23 に入射した蛍光の光量に深く関連する。そして、駆動回路 10 が、 i 行目のリード期間から次の ($i+1$) 行目のプリチャージ期間までの間に、ドレインドライバ 13 を介して、リード期間が開始してから所定の時間経過後のドレインライン 43, 43, ... の電圧を検出する。これにより、蛍光の強度に換算される。なお、駆動回路 10 が、 i 行目のリード期間から次の ($i+1$) 行目のプリチャージ期間までの間に、ドレインドライバ 13 を介して、所定の閾値電圧に至るまでの時間を検出しても良い。この場合でも、蛍光の強度に換算される。また、図 8 では、トップゲートドライバ 11 の ($i+1$) 行目のリセットパルスの立ち上がり時期は、ボトムゲートドライバ 12 の i 行目のリードパルスが立ち下がってからであるが、これに限らず、トップゲートドライバ 11 の ($i+1$) 行目のリセットパルスの立ち上がり時期は、トップゲートドライバ 11 の i 行目のリセットパルスの立ち下がり直後からボトムゲートドライバ 12 の i 行目のリードパルスの立ち下がりまでの間であってもよい。ただし、($i+1$) 行目の DG-Tr 20 のためにドレインライン 43, 43, ... に出力されたプリチャージパルスの出力は、ボトムゲートドライバ 12 の i 行目のリードパルスの立ち下がり以降になるように設定されている。

【0080】

上述した一連の画像読み取り動作を 1 サイクルとして、全ての行の各 DG-Tr 20 にも同等の処理手順を繰り返すことにより、光学的 DNA センサ 1 上の蛍光の強度分布が画像として取得される。そして、蛍光強度分布を表した画像は、

駆動回路 10 から演算処理装置 4 へ出力される。演算処理装置 4 は、蛍光強度分布を表した画像を表示装置 3 に表示させる。表示された画像中のどの部分の光強度が大きいかによってサンプル DNA 断片のヌクレオチド配列を特定する。

【0081】

以上のように、本実施の形態では、蛍光体励起光は酸化チタン層 34 によって吸収されて遮蔽され半導体層 23 にほとんど入射されないが、蛍光は遮蔽されずに半導体層 23 に入射する。そのため、サンプル DNA 断片と結合したスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 のみが感光する。従って、サンプル DNA 断片と結合したスポット 60 に対応した DG-Tr 20 によって検知される光強度と、サンプル DNA 断片と結合していないスポット 60 に対応した DG-Tr 20 によって検知される光強度との差が大きくなる。そのため、蛍光強度分布を表した画像のコントラストが向上し、サンプル DNA 断片のヌクレオチド配列の特定が容易になる。

【0082】

なお、以上の説明では酸化チタン層 34 が保護絶縁層 31 上に積層されていたが、トップゲート絶縁膜 29 とトップゲート電極 30 との間に積層されていても良いし、トップゲート電極 30 と保護絶縁層 31 との間に積層されていても良いし、導電層 32 とオーバーコート層 33 との間に積層されていても良い。つまり、固体撮像デバイス 2 の表面であって半導体膜 23 とスポット 60 との間であれば、どの層間に酸化チタン層が積層されていても良い。

【0083】

また、光電変換素子として DG-Tr 20, 20, ... を用いた固体撮像デバイス 2 を例にして説明したが、光電変換素子としてフォトダイオードを用いた固体撮像デバイスを用いても良い。フォトダイオードを用いた固体撮像デバイスとしては、CCD イメージセンサ、CMOS イメージセンサがある。

【0084】

CCD イメージセンサにおいては、フォトダイオードが基板上にマトリクス状となって配列されており、それぞれのフォトダイオードの周囲には、フォトダイオードで光電変換された電気信号を転送するための垂直 CCD、水平 CCD が形

成されている。また、上記固体撮像デバイス 2 と同様に、保護絶縁膜が複数のフォトダイオードを被覆するように一面に成膜されており、保護絶縁膜上に導電膜が一面に成膜されている。そして、オーバーコート膜を介して導電膜上に複数種のスポットが配列されているが、平面視して一つのフォトダイオードに一つのスポットが重なっている。

【0085】

CMOS イメージセンサにおいては、フォトダイオードが基板上にマトリクス状となって配列されており、それぞれのフォトダイオードの周囲にはフォトダイオードで光電変換された電気信号を増幅するための画素回路が設けられている。また、上記固体撮像デバイス 2 と同様に、保護絶縁膜が複数のフォトダイオードを被覆するように一面に成膜されており、保護絶縁膜上に導電膜が一面に成膜されている。そして、オーバーコート膜を介して導電膜上に複数種のスポットが配列されているが、平面視して一つのフォトダイオードに一つのスポットが重なっている。

【0086】

CCD イメージセンサであっても、CMOS イメージセンサであっても、スポットとフォトダイオードとの間に酸化チタン層を積層し、酸化チタン層によってフォトダイオードを被覆すれば、紫外線がフォトダイオードに入射しなくなる。

【0087】

また、酸化チタン層 34 の代わりに、蛍光体励起光を遮蔽するとともに蛍光を透過する層を設けても良い。

【0088】

〔第二の実施の形態〕

次に、本発明の第二実施形態について説明する。

第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 と異なる点としては、光学的 DNA センサ 1 の導電層 32 又はトップゲート電極 30 にある。また、第二実施形態においては、第二実施形態の光学的 DNA センサに酸化チタン層 34 が設けられていなくても良いし、設けられていても良い。第二実施形態の光学的 DNA センサのその他の構成要素は、第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 の構成要素と同じであ

り、第二実施形態については図1～図4を用いて同一構成要素に同一の符号を付すことで異なる点について詳細に説明する。

【0089】

即ち、第一実施形態では、酸化チタン層34が蛍光体励起光を吸収して遮蔽するとともに蛍光を透過する性質を有していたが、第二実施形態では、導電層32とトップゲート電極30のうちの少なくとも一方が、蛍光体励起光を吸収して遮蔽するとともに蛍光を透過する性質を有している。

【0090】

詳細に説明すると、導電層32及びトップゲート電極30は第一実施形態と同様にITOで形成されているが、その成膜速度、成膜の際の雰囲気中の酸素濃度等を制御することによって、キャリア密度を $1.0 \times 10^{20} [1/cm^3]$ 以下としている。つまり、ITOのキャリア密度を $1.0 \times 10^{20} [1/cm^3]$ 以下に調整することによって、ITOによって吸収される光の波長と吸収されない光の波長とを分ける閾値をシフトさせ（Burstein - Moss シフト）、蛍光体励起光を吸収するとともに蛍光を吸収しないようにする。これは、ITOの酸素欠陥或いはドーパされた錫により生成されたキャリアが伝導帯の底部を占有することで、バンドギャップが変化することによる。

【0091】

図9に、ITO中のキャリア密度と吸収波長端との関係を示す。図9においては、吸収波長端より短波長の光はITOによって吸収されることを表しており、ITOのキャリア密度が小さくなるにつれて、吸収波長端が長波長にシフトするのがわかる。また、ITOのキャリア密度が $1.0 \times 10^{20} [1/cm^3]$ を越えていると、吸収波長端が低く、蛍光体励起光を吸収せずに透過してしまう。しかしながら、ITOのキャリア密度が $1.0 \times 10^{20} [1/cm^3]$ になると吸収波長端が308nmになり、ITOが308nm以下の蛍光体励起光を吸収し、更にキャリア密度が $1.0 \times 10^{19} [1/cm^3]$ になると、吸収波長端が325nmとなる。325nm以下の蛍光体励起光を吸収するとともに蛍光を透過する。

【0092】

以上のように、導電層 32 とトップゲート電極 30 のうちの少なくとも一方の ITO の光吸収端は、キャリア密度の増加とともにエネルギーの大きい方へシフトしているからキャリア密度を小さくさせてより短波長の光を吸収させることができる。そして、図 5 (c) に、第一実施形態の構造で光学的 DNA センサ 1 の導電層 32 又はトップゲート電極 30 の ITO のキャリア密度を 1.0×10^{19} [$1/\text{cm}^3$] とし、ITO の光学定数 $N(308 \text{ nm}) = 2.2 - 0.34i$ (ここでの i は虚数単位) としたときにおける、酸化チタン層 34 の厚さと 308 nm 波長の蛍光体励起光及び 530 nm 波長の蛍光の透過率との関係を対数グラフで示す。導電層 32 及びトップゲート電極 30 の両方のキャリア密度が 1.0×10^{19} [$1/\text{cm}^3$] を越えた場合の図 5 (b) と比較しても、308 nm 波長の蛍光体励起光が導電層 32 又はトップゲート電極 30 において更に遮蔽されていることがわかる。

【0093】

第二実施形態の光学的 DNA センサの製造方法は、第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 の製造方法とほぼ同じであるが、トップゲート電極 30 の ITO 層、導電層 32 を成膜する際に、そのキャリア密度が 1.0×10^{20} [$1/\text{cm}^3$] 以下になるように成膜速度及び雰囲気中の酸素濃度を調整する。なお、成膜速度が一定である場合には、ITO 成膜反応炉内の酸素分圧を高くして酸素濃度が増加するに従って ITO 中の酸素欠陥が減り、キャリア密度が減らすことができる。また、ITO 成膜反応炉内の酸素分圧、つまり反応炉雰囲気中の酸素濃度が一定である場合には、成膜速度が遅くなるに従って ITO 中の酸素欠陥が減り、キャリア密度が減らすことができ、酸素分圧が高い状態で ITO の成膜速度を遅くすることが望ましい。

【0094】

第二実施形態の光学的 DNA センサも第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 と同様に DNA 読取装置 70 に用いることができ、DNA の同定の方法も第一実施形態の場合と同様である。

【0095】

以上のように、第二実施形態では、蛍光体励起光は導電層 32 又はトップゲート

ト電極 30 によって吸収されて遮蔽されるが、蛍光は遮蔽されずに半導体層 23 に入射する。そのため、サンプル DNA 断片と結合したスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 のみが感光する。従って、蛍光強度分布を表した画像のコントラストが向上し、サンプル DNA 断片のヌクレオチド配列の特定が容易になる。

【0096】

なお、CCD イメージセンサ又は CMOS イメージセンサを用いた光学的 DNA センサにおいても、キャリア密度が $1.0 \times 10^{20} [1/\text{cm}^3]$ 以下となる ITO 層をイメージセンサの表面に積層し、その ITO 層をスポットとフォトダイオードとの間に配設すれば良い。

【0097】

〔第三の実施の形態〕

次に、本発明の第三実施形態について説明する。

図 10 (a) は、第三実施形態における光学的 DNA センサの一画素を示した平面図であり、図 10 (b) は、図 10 (a) の III-III 破断線で破断して矢印方向に見て示した断面図である。

【0098】

第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 では、半導体膜 23 からスポット 60 とまでの間の層間に酸化チタン層 34 が積層されていたのに対して、第三実施形態の光学的 DNA センサでは、半導体膜 23 からスポット 60 とまでの間の層間に誘電体多層膜 35 が積層されている。

【0099】

誘電体多層膜 35 は、高屈折率の誘電体 H 層と、誘電体 H 層より低屈折率の誘電体 L 層とが蛍光体励起光の中心波長の $1/4$ の光学膜厚で交互に積層された多層構造となっている。蛍光体励起光の中心波長を λ とし、誘電体 H 層の屈折率を n_1 としたら誘電体 H 層の膜厚は $\lambda/4 n_1$ であり、誘電体 L 層の屈折率を n_2 としたら誘電体 L 層の膜厚は $\lambda/4 n_2$ である。例えば、高屈折率の酸化チタン (TiO_2 : 屈折率 2.2) を誘電体 H 層とし、低屈折率の酸化シリコン (SiO_2 : 屈折率 1.47) を誘電体 L 層として交互に積層すれば、誘電体多層膜 35 が

完成する。誘電体多層膜 35 の各層の界面で屈折率差による反射が起こり、中心波長を含んだ帯域の蛍光体励起光が干渉し合うことによって、蛍光体励起光が極めて高い反射率で反射するようになる。一方、蛍光は、誘電多層膜 35 で反射せずに、誘電多層膜 35 を透過する。

なお、誘電体多層膜 35 は、二種類の誘電体層が蛍光体励起光の中心波長の $1/4$ の光学膜厚で交互に積層されたものに限らず、屈折率の異なる三種類以上の誘電体層が蛍光体励起光の中心波長の $1/4$ の光学膜厚で周期的に積層されたものであっても良い。

【0100】

図 10 においては、誘電体多層膜 35 がトップゲート電極 35 と保護絶縁層 32 との間に積層されているが、保護絶縁層 31 と導電層 32 との間に積層されても良いし、導電層 32 とオーバーコート層 33 との間に積層されても良い。

【0101】

第三実施形態の光学的 DNA センサも第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 と同様に DNA 読取装置 70 に用いることができ、DNA の同定の方法も第一実施形態の場合と同様である。

【0102】

以上のように、第三実施形態では、蛍光体励起光が誘電体多層膜 35 によって反射されるが、蛍光は反射されずに半導体層 23 に入射する。そのため、サンプル DNA 断片と結合したスポット 60 に対応した DG-Tr 20 の半導体膜 23 のみが感光する。従って、蛍光強度分布を表した画像のコントラストが向上し、サンプル DNA 断片のヌクレオチド配列の特定が容易になる。

【0103】

なお、CCD イメージセンサ又は CMOS イメージセンサを用いた光学的 DNA センサにおいても、誘電体多層膜をイメージセンサの表面に積層し、その誘電体多層膜をスポットとフォトダイオードとの間に配設すれば良い。

【0104】

〔第四の実施の形態〕

次に、本発明の第四実施形態について説明する。

第一実施形態では、DNA読取装置70の光照射手段71が、装着された光学的DNAセンサ1の表面に蛍光体励起光を面状に照射していたのに対して、第四実施形態では、DNA読取装置の光照射手段が、装着された光学的DNAセンサ1の表面に近接場によるエヴァネッセント光を蛍光体励起光として面状に照射する。

【0105】

図11は、第四実施形態のDNA読取装置を示した側面図である。DNA読取装置の光照射手段は、紫外線を発する光源（図示略）と、光源から発した紫外線を伝播させる導波路体171と、を備える。光源から発した紫外線は、導波路体171内を伝播して、導波路体171の全反射面171aに臨界角以上の角度で入射し、全反射するようになっている。これにより、全反射面171aから導波路体171外に向けてエヴァネッセント光が出射するようになる。

【0106】

第四実施形態においても光学的DNAセンサ1がDNA読取装置に対して着脱自在となっており、DNA読取装置に装着された光学的DNAセンサ1の表面が導波路体171の全反射面171aに対向し、スポット60, 60, …が導波路体171の裏面171aに近接するようになっている。

【0107】

また、第四実施形態のDNA読取装置も、第一実施形態のDNA読取装置70と同様に、表示装置3と、演算処理装置4と、トップゲートドライバ11と、ボトムゲートドライバ12と、ドレインドライバ13と、駆動回路10と、を備える。

【0108】

第四実施形態のDNA読取装置を用いたDNAの同定方法も第一実施形態の場合と同様に、蛍光物質で標識したサンプルDNA断片を光学的DNAセンサ1のスポット60, 60, …に相補的にハイブリダイゼーションさせた後に、光学的DNAセンサ1をDNA読取装置にセッティングする。すると、スポット60, 60, …が導波路体171の全反射面171aに近接し、光源が点灯することによってエヴァネッセント光が蛍光体励起光として全反射面171aからスポット

60, 60, ...に照射される。スポット60, 60, ...のうちサンプルDNA断片と結合したものは蛍光を発し、サンプルDNA断片と結合しなかったものは蛍光を発しない。そして、DNA読取装置が、ドライバ11, 12, 13及び駆動回路10で光学的DNAセンサ1を駆動することによって光学的DNAセンサ1上の蛍光の強度分布を二次元の画像として取得する。そして、蛍光強度分布を表した画像は、演算処理装置4によって表示装置3に表示される。表示された画像中のどの部分の光強度が大きいかにによってサンプルDNA断片のヌクレオチド配列を特定する。

【0109】

以上のように、第四実施形態では、エヴァネッセント光は媒体中を殆ど伝播しないため、DG-Tr20, 20, ...のの半導体膜23にはエヴァネッセント光が到達しない。そのため、サンプルDNA断片と結合したスポット60に対応したDG-Tr20の半導体膜23のみが感光し、蛍光強度分布を表した画像のコントラストが向上し、サンプルDNA断片のヌクレオチド配列の特定が容易になる。

【0110】

なお、第二実施形態及び第三実施形態の光学的DNAセンサも、第四実施形態のDNA読取装置に用いることができる。何れの場合でも、光学的DNAセンサに酸化チタン層34を成膜しなくても良いし、導電層32のキャリア密度を $1.0 \times 10^{20} [1/\text{cm}^3]$ 以下としなくても良いし、誘電体多層膜35を積層しなくても良い。

また、エヴァネッセント光を照射する光照射手段としては、紫外線を平行光として発する光源と、板状を呈しているとともに光源から発した平行光を面と平行となるように伝播する導波路板と、を具備したものであっても良い。この場合には、光学的DNAセンサ1がDNA読取装置に装着された場合、導波路板の面にスポット60, 60, ...が近接される。平行光が導波路板を伝播することによって、導波路板の面から外部へエヴァネッセント光が出射され、スポット60, 60, ...に入射する。

【0111】

〔第五の実施の形態〕

次に、本発明の第五実施形態について説明する。

第一実施形態及び第三実施形態では、半導体膜 23 からスポット 60 までの間の層間に、蛍光体励起光を遮蔽するための層（酸化チタン層 34 及び誘電体多層膜 35）が形成されているが、図 12 に示すように、第五実施形態の光学的 DNA センサには蛍光体励起光を遮蔽するための層が形成されておらず、保護絶縁層 31 上に直接導電層 32 が成膜されている。また、この導電層 32 は、第二実施形態と異なり、 $1.0 \times 10^{20} [1/cm^3]$ を越えたキャリア密度を有し、蛍光体励起光を遮蔽しないようになっている。第五実施形態の光学的 DNA センサのその他の構成要素については、第一実施形態の光学的 DNA センサ 1 の構成要素と同様である。

【0112】

また、第一実施形態では、DNA 読取装置 70 の光照射手段 71 が固体撮像デバイス 2 の表面に向けて蛍光体励起光を照射しているのに対して、第五実施形態では、DNA 読取装置の光照射手段 271 が、装着された固体撮像デバイス 2 の裏面に蛍光体励起光を面状に照射する。

【0113】

この DNA 読取装置の光照射手段 271 は、蛍光体励起光を発する光源 272 と、光源 272 から発せられた蛍光体励起光を導光して表面 273a から面状に出射する導光板 273 と、を備える。導光板 273 は、略平板状であり、光源 272 に対向した側面 272b 及び表面 273a を除き反射部材で覆われている。

【0114】

第五実施形態においても光学的 DNA センサ 1 が DNA 読取装置に対して着脱自在となっており、DNA 読取装置に装着された光学的 DNA センサ 1 が装着された場合に固体撮像デバイス 2 の裏面が導光板 273 の表面 273a に対向するようになっている。固体撮像デバイス 2 の裏面が導光板 273 の表面 273a に対向した場合、導光板 273 の表面 273a から面状に出射した蛍光体励起光が固体撮像デバイス 2 の裏面に均等に照射されるようになっている。

【0115】

この場合、DG-Tr 20, 20, …のボトムゲート電極 21 が遮光性を有しているため、蛍光体励起光が半導体膜 23 に直接入射することはない。一方、DG-Tr 20, 20, …の間では蛍光体励起光が透過して、スポット 60, 60, …に入射する。そして、サンプルDNA断片と結合したスポット 60 は蛍光体励起光によって蛍光を発し、そのスポット 60 に対応したDG-Tr 20 の半導体膜 23 に蛍光が入射する。

【0116】

以上のように、第五実施形態では、蛍光体励起光がDG-Tr 20, 20, …のボトムゲート電極 21 によって遮蔽されるが、スポット 60 で発した蛍光は反射されずに半導体層 23 に入射する。そのため、サンプルDNA断片と結合したスポット 60 に対応したDG-Tr 20 の半導体膜 23 のみが感光する。従って、蛍光強度分布を表した画像のコントラストが向上し、サンプルDNA断片のヌクレオチド配列の特定が容易になる。

【0117】

なお、本発明は、上記各実施の形態に限定されることなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において、種々の改良並びに設計の変更を行っても良い。

例えば、各実施形態の光学的DNAセンサでは、一つのスポット 60 に対して一つのDG-Tr 20 が対応しているが、隣り合う二つ以上のDG-Tr 20 に対応して一つのスポット 60 が固体撮像デバイス 2 の表面に固定されていても良い。但し、面内のどのスポット 60 も、対応するDG-Tr 20 の数は同じであり、一つの組に含まれるDG-Tr 20 の数をAとし（Aは2以上である。）、組の数をBとしたら、スポット 60 の数はBであり、 $(A \times B)$ で表される数が固体撮像デバイス 2 に含まれたDG-Tr 20 の数である。

【0118】

【発明の効果】

請求項 1～8 に記載の発明によれば、サンプルDNA断片と結合したプローブDNA断片の部分と、サンプルDNA断片と結合しなかったプローブDNA断片の部分との明るさの差が、明瞭になり、コントラストの高い画像を固体撮像デバイスで取得することができる。そのため、固体撮像デバイスで得られた画像中の

どの部分の強度が大きいかを容易に特定でき、サンプルDNA断片の塩基配列を容易に特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明が適用された光学的DNAセンサを示した斜視図である。

【図 2】

上記光学的DNAセンサを示した平面図である。

【図 3】

図 2 のI-I破断線で破断して示した断面図である。

【図 4】

図 4 (a) は上記光学的DNAセンサに備わる固体撮像デバイスの一つの画素を示した平面図であり、図 4 (b) はII-II破断線で破断して示した断面図である。

【図 5】

(a) は、アモルファスシリコンの光感度の波長依存性を示す図であり、(b) は、上記固体撮像デバイスの表面に成膜された酸化チタン層の膜厚と、蛍光体励起光及び蛍光の透過率との関係を示した対数グラフであり、(c) は、さらにITOのキャリア密度を制御したときの酸化チタン層の膜厚と、蛍光体励起光及び蛍光の透過率との関係を示した対数グラフである。

【図 6】

上記光学的DNAセンサを用いたDNA読取装置の回路構成を示した図面である。

【図 7】

上記DNA読取装置に上記光学的DNAセンサをセッティングした場合の形態を示した図面である。

【図 8】

上記固体撮像デバイスのドライバによって出力される電気信号のレベルの推移を示したタイミングチャートである。

【図 9】

錫ドープ酸化インジウムのキャリア密度と光の吸収波長端との関係を示した平面図である。

【図 10】

図 10 (a) は、図 1 の光学的 DNA センサとは別の光学的 DNA センサに備わる固体撮像デバイスの一つの画素を示した平面図であり、図 10 (b) は II-II 破断線で破断して示した断面図である。

【図 11】

図 7 の DNA 読取装置とは別の DNA 読取装置に光学的 DNA センサをセッティングした場合の形態を示した図面である。

【図 12】

図 7、図 11 の DNA 読取装置とは別の DNA 読取装置に光学的 DNA センサをセッティングした場合の形態を示した図面である。

【符号の説明】

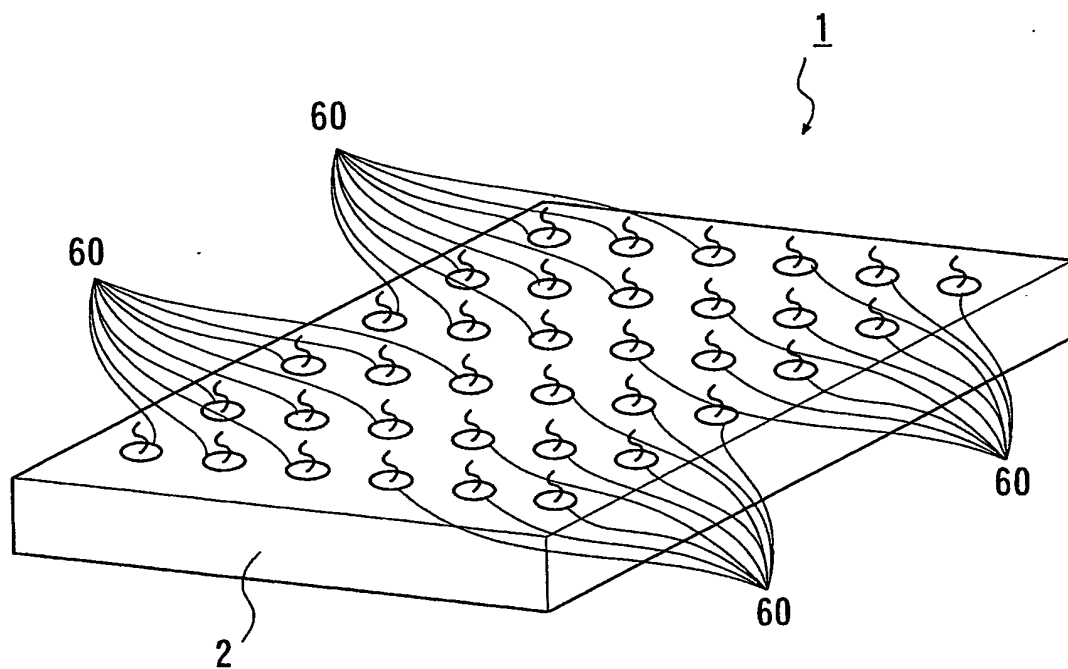
- 1 光学的 DNA センサ
- 2 固体撮像デバイス
- 10 駆動回路 (駆動手段)
- 11 トップゲートドライバ (駆動手段)
- 12 ボトムゲートドライバ (駆動手段)
- 13 ドレインドライバ (駆動手段)
- 20 ダブルゲート型電界効果トランジスタ (光電変換素子)
- 21 ボトムゲート電極
- 23 半導体膜
- 30 トップゲート電極
- 31 保護絶縁膜 (保護層)
- 32 導電膜 (錫ドープ酸化インジウム層)
- 34 酸化チタン層
- 35 誘電体多層膜
- 60 スポット (プローブ DNA 断片)
- 70 DNA 読取装置

- 7 1 光照射手段
- 1 7 1 光照射手段
- 2 7 1 光照射手段

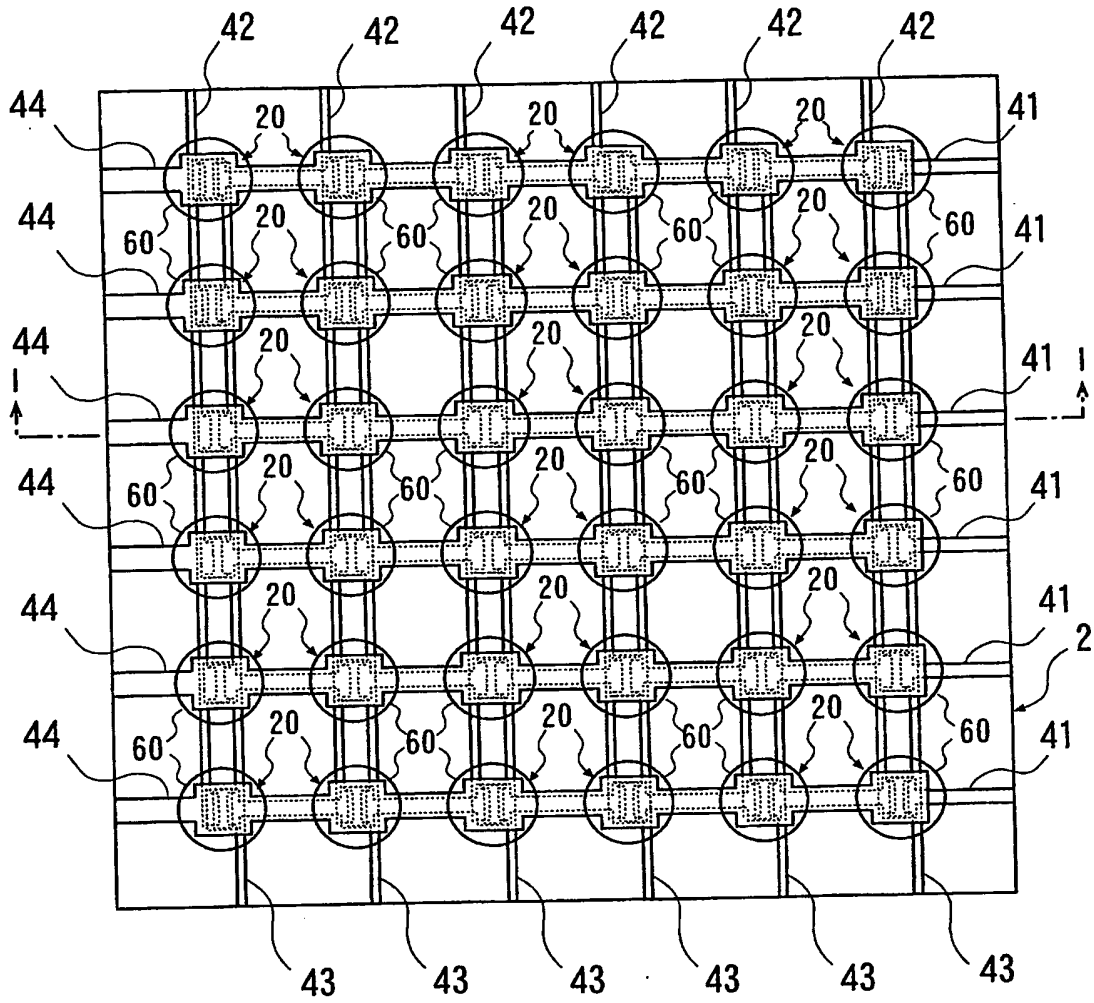
【書類名】

図面

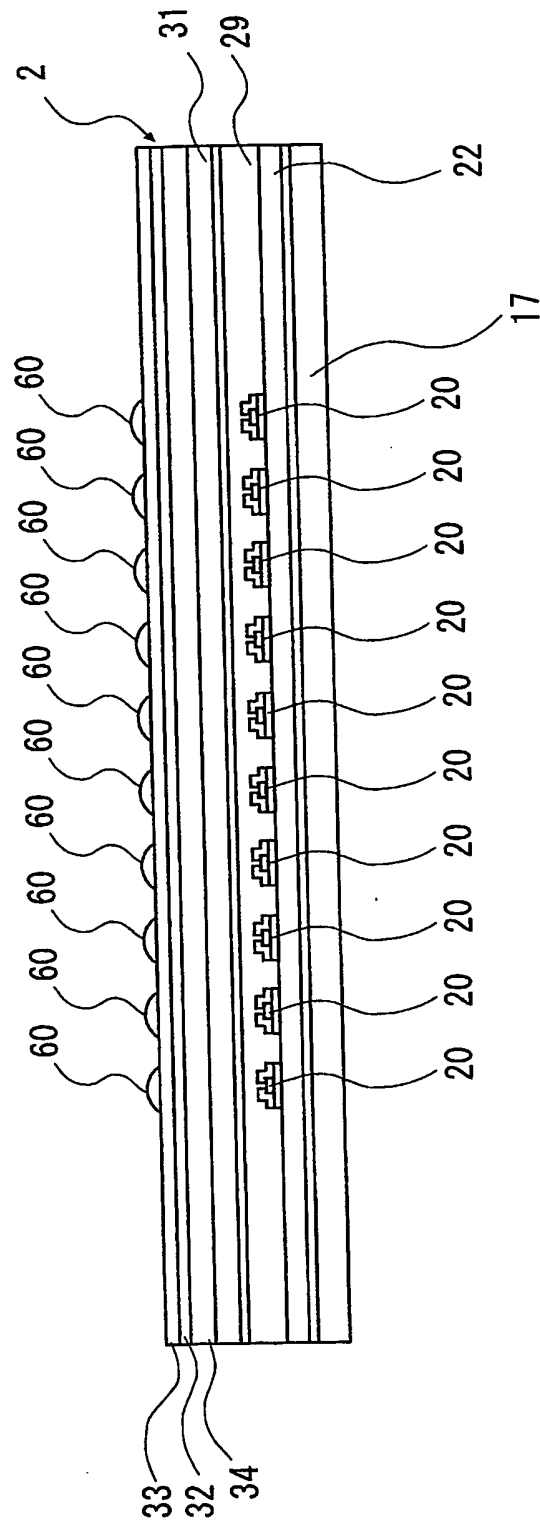
【図 1】



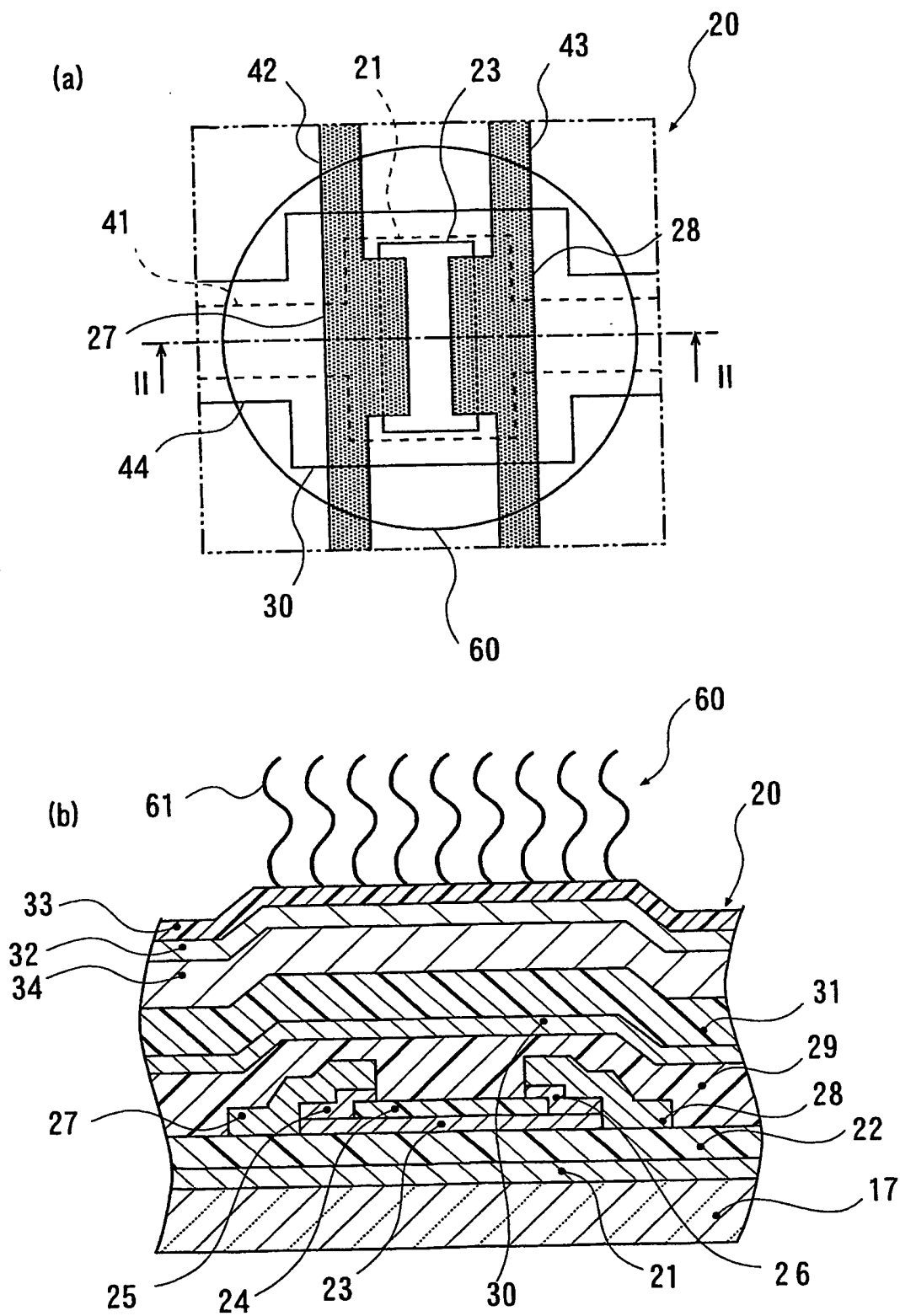
【図 2】



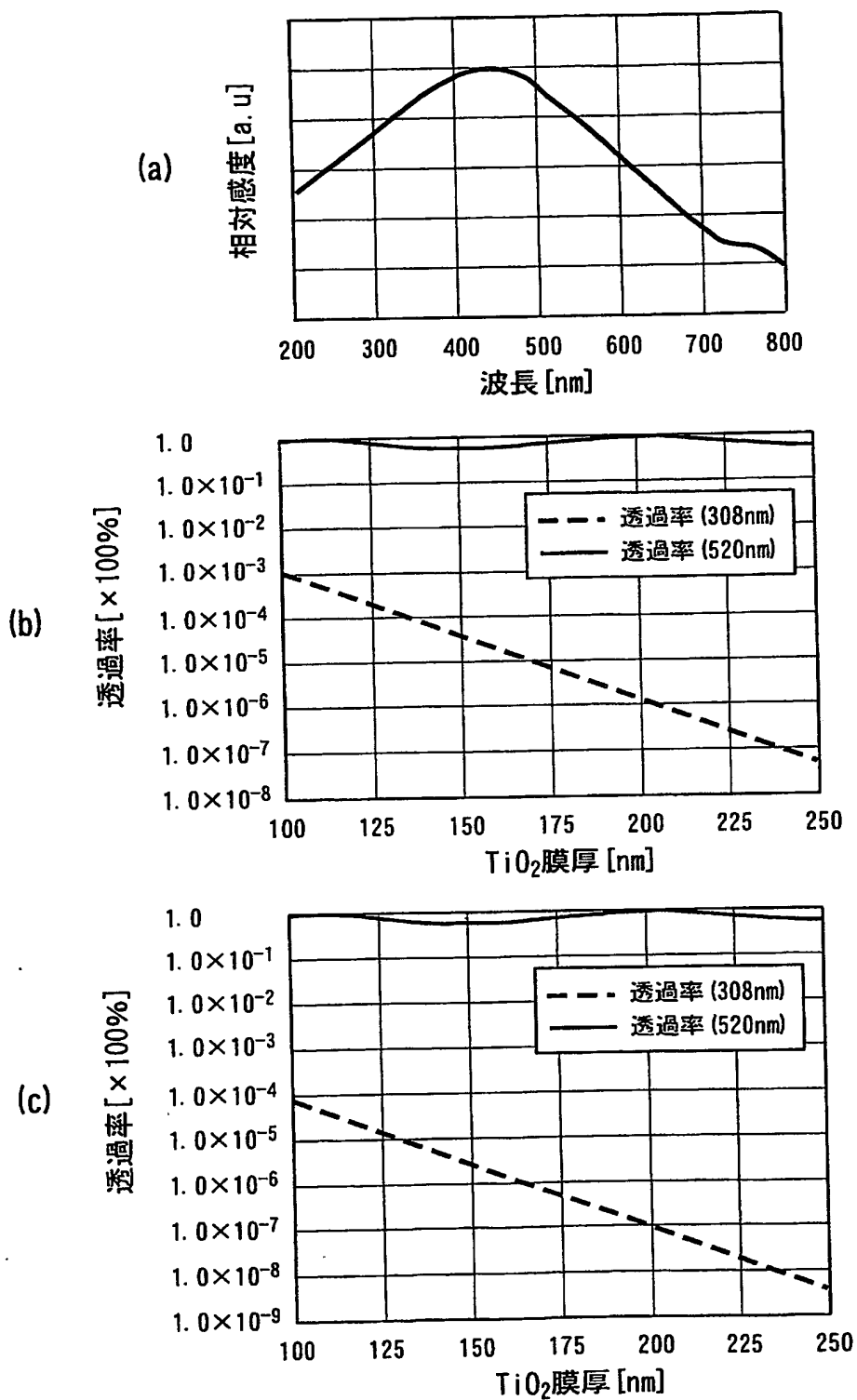
【図 3】



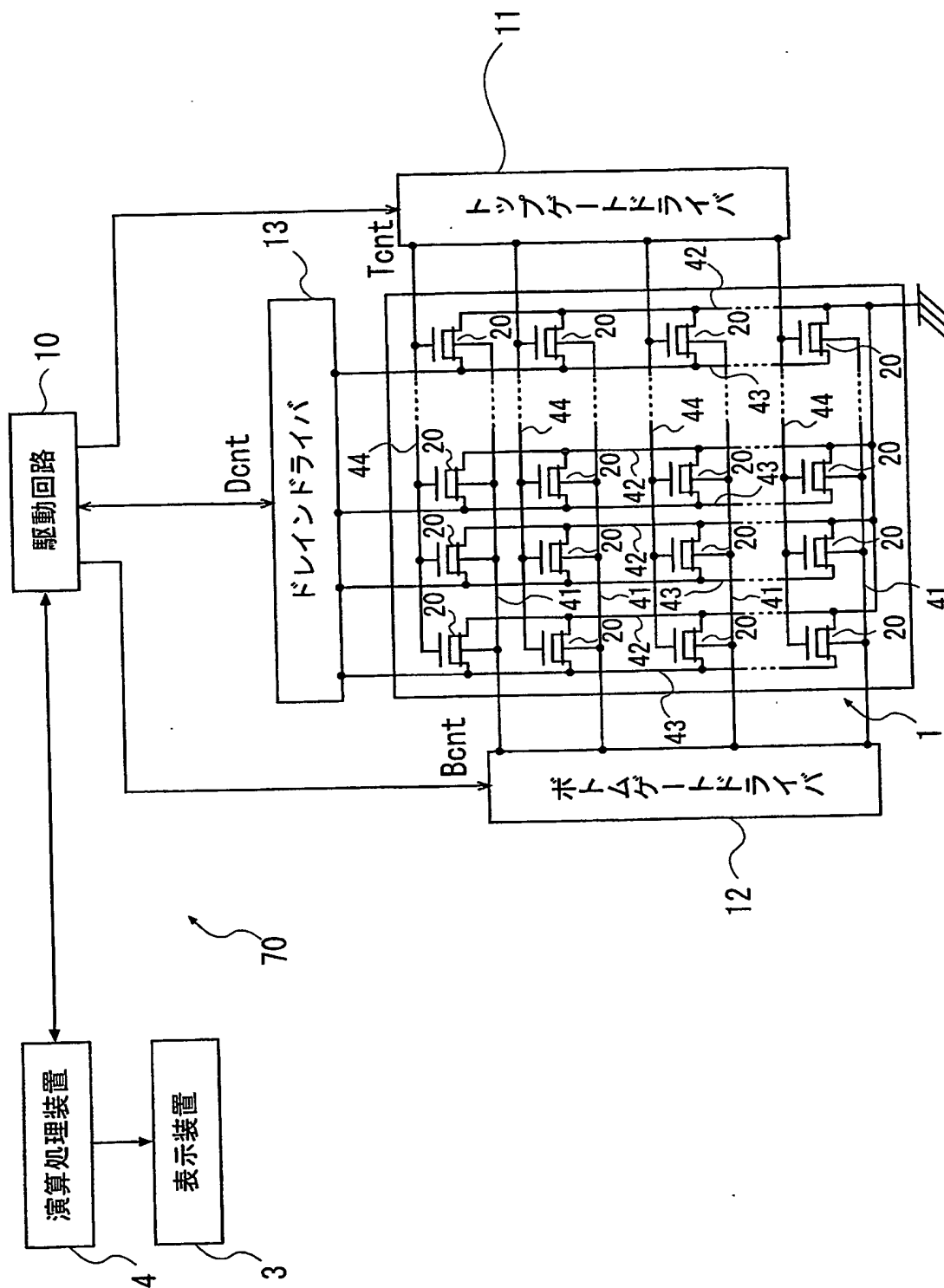
【図 4】



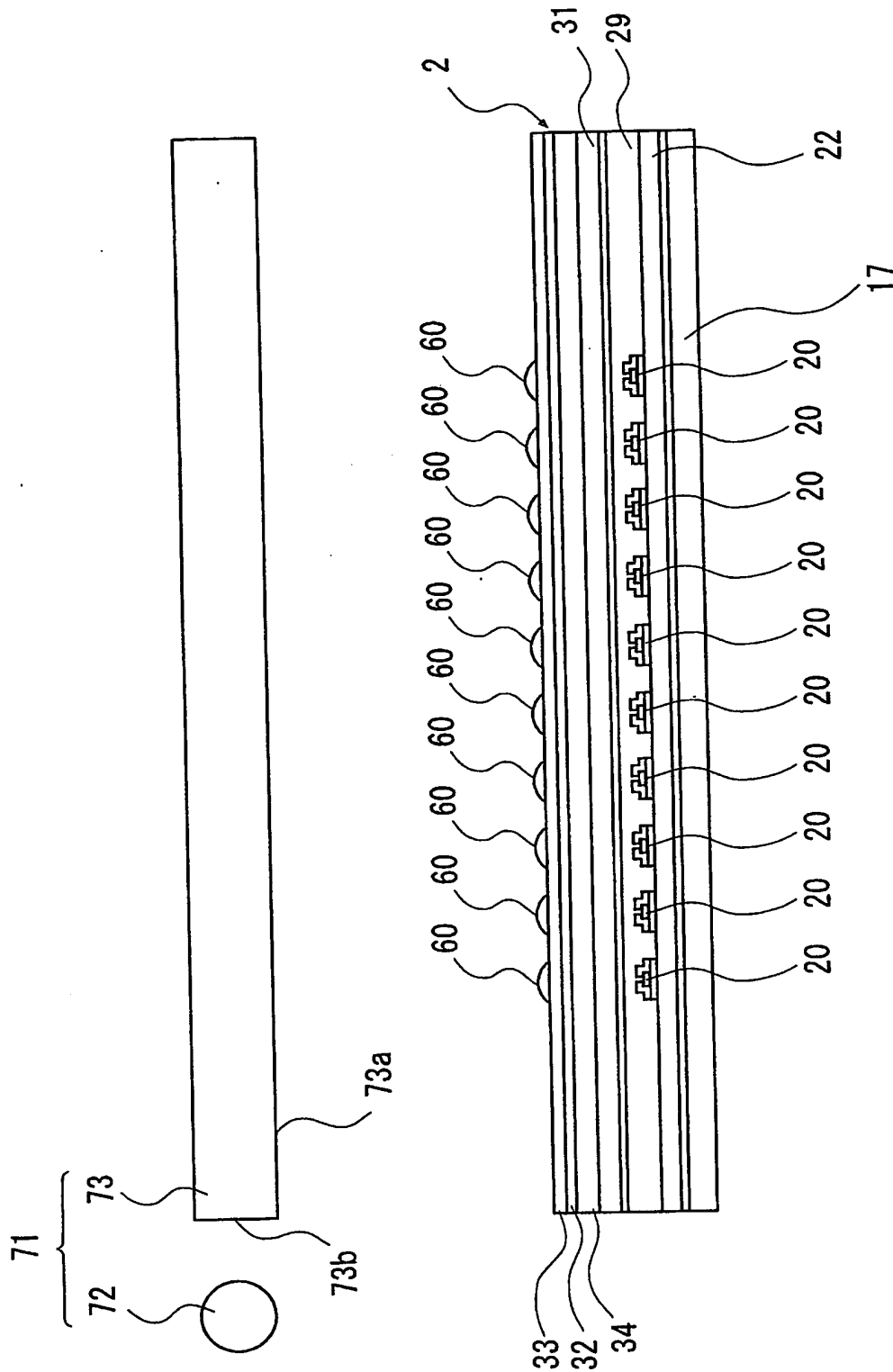
【図 5】



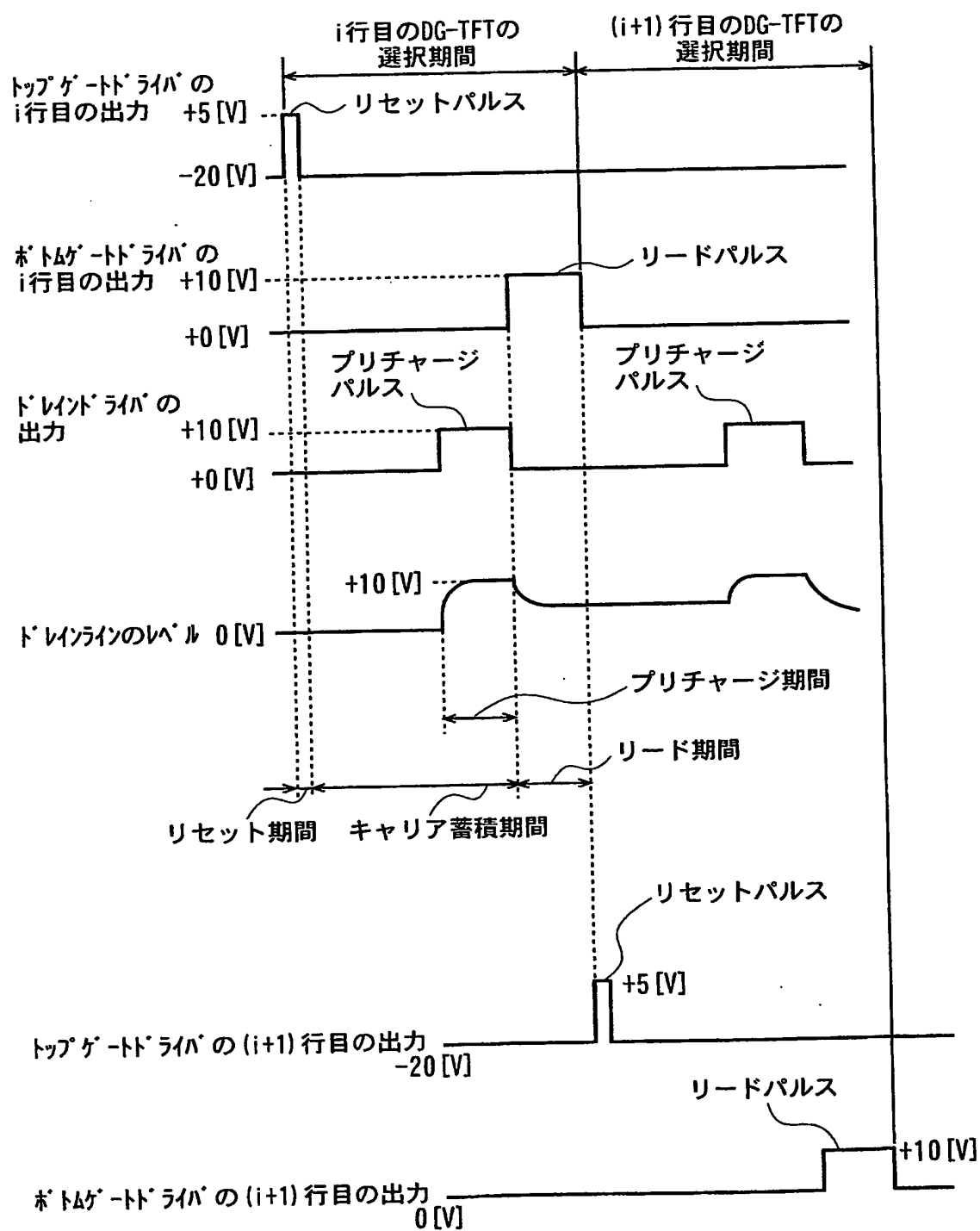
【図 6】



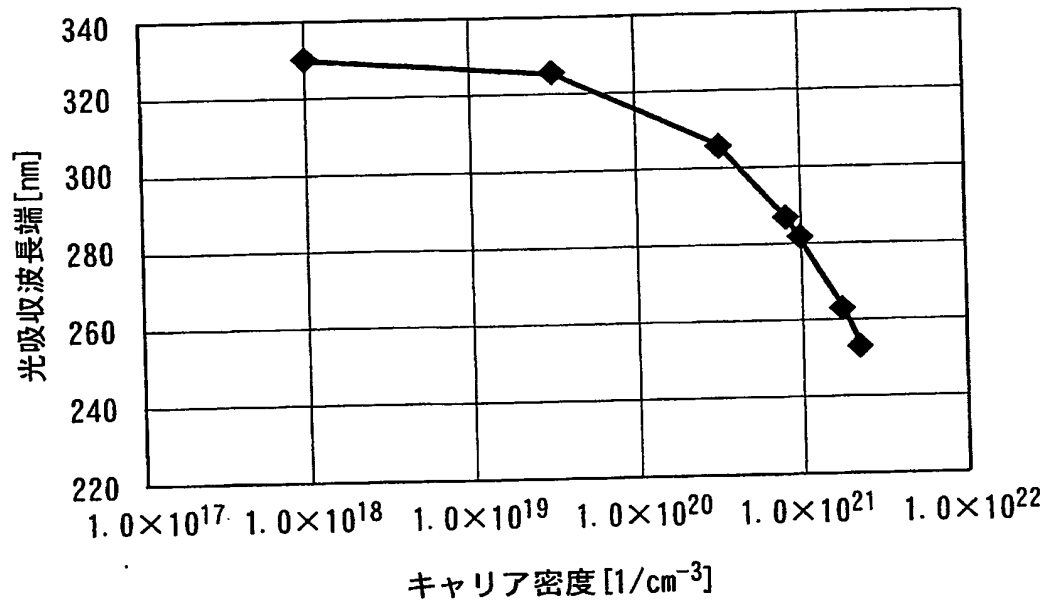
【図 7】



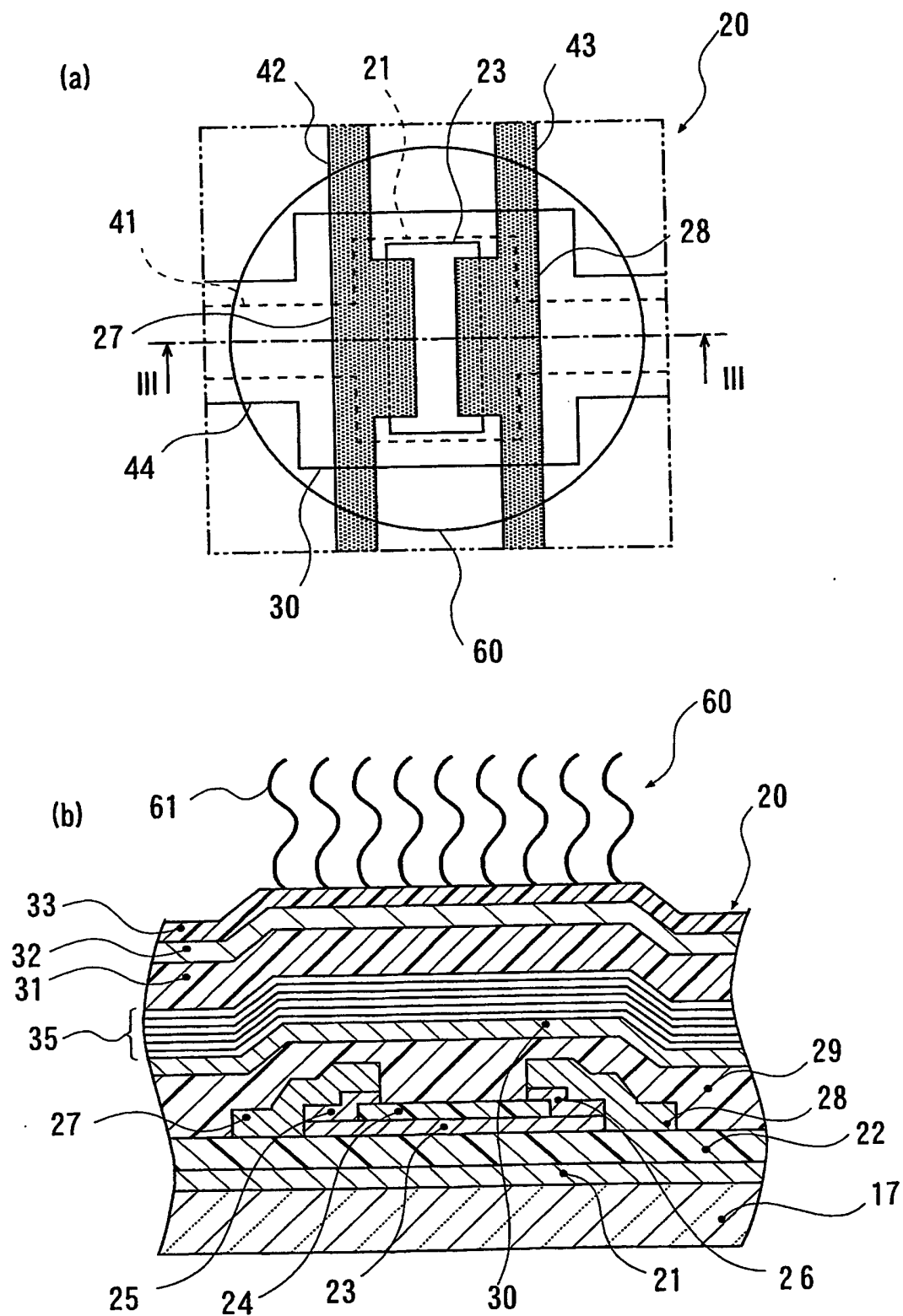
【図 8】



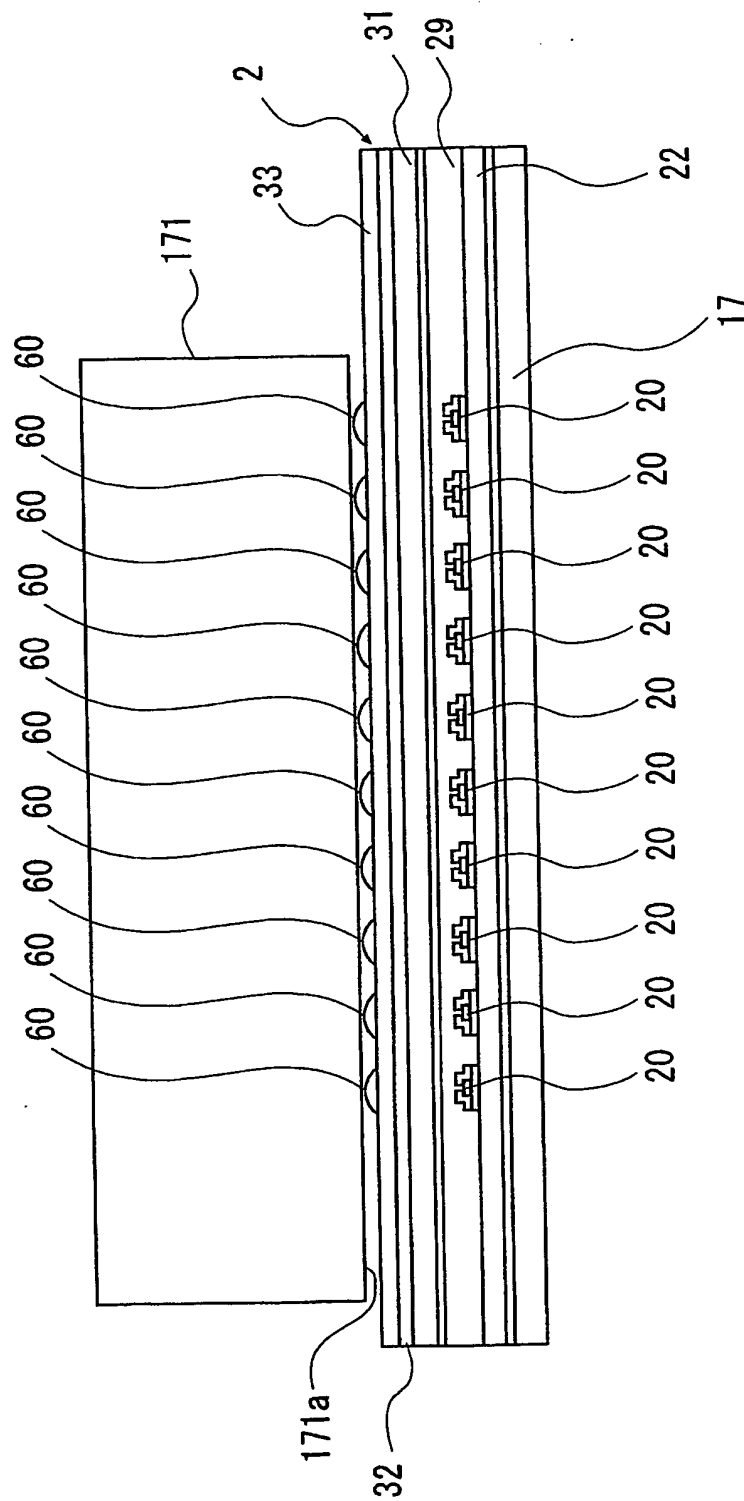
【図 9】



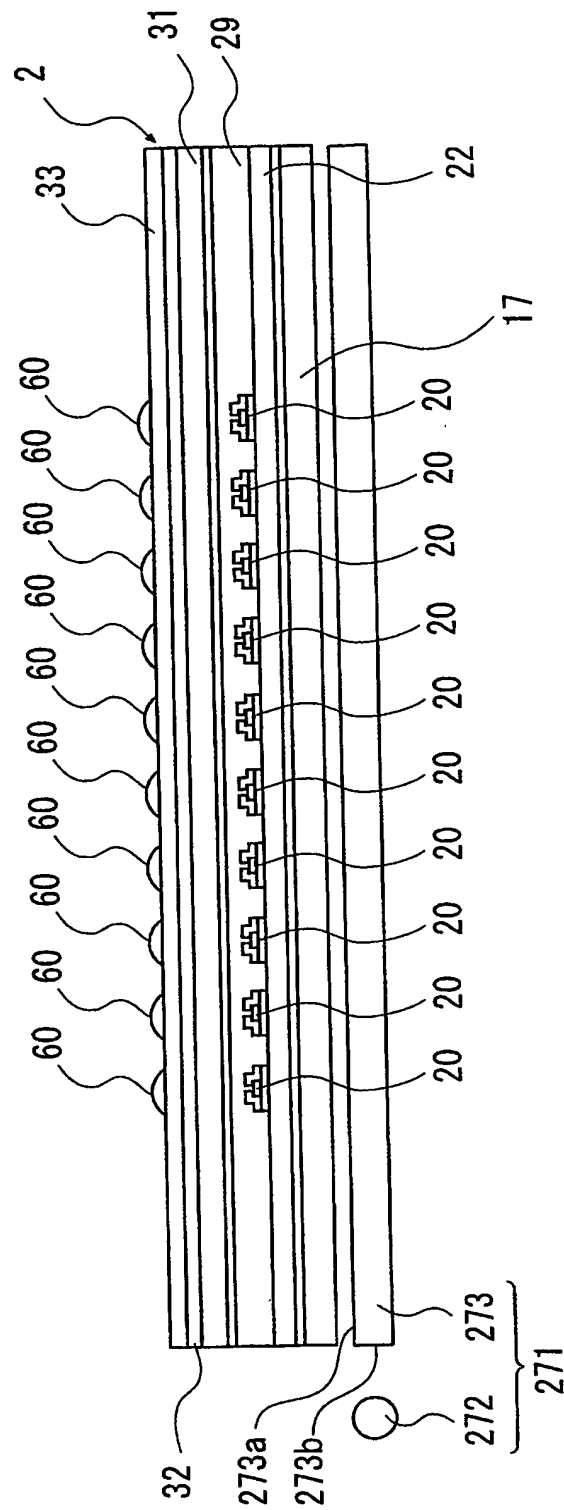
【図 10】



【図 1 1】



【図 12】



【書類名】

要約書

【要約】

【課題】 蛍光強度分布を表したコントラストの高い画像を取得することができるようにすること。

【解決手段】 光学的DNAセンサ1は、複数のDG-Tr20がマトリクス状に配列されてなる固体撮像デバイス2と、固体撮像デバイス2の表面に成膜された酸化チタン層34と、酸化チタン層34上に配列されて固定されたスポット60, 60, ...と、を備える。一つのスポット60は、同じヌクレオチド配列を有したプローブDNA断片が集まった群集である。また、スポット60, 60, ...ごとにヌクレオチド配列は異なり、何れのヌクレオチド配列も既知のものである。また、一つのスポット60に対して一つのDG-Tr20が対応している。

【選択図】

図3

特願 2002-374794

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[000001443]

1. 変更年月日
[変更理由]

住 所
氏 名

1998年 1月 9日

住所変更

東京都渋谷区本町1丁目6番2号
カシオ計算機株式会社